

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. D. Hohmann

Skelettnormdaten des Hüftgelenks

(Ein Beitrag zur Korrelationsanalyse)

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Rainer Herrmann
aus Bayreuth

Diss. Erlangen
1983

1983 # 469

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. D. Hohmann

Skelettnormdaten des Hüftgelenks

(Ein Beitrag zur Korrelationsanalyse)

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Rainer Herrmann
aus Bayreuth

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. F. Wolf
Referent: Prof. Dr. H. Legal
Korreferent: Prof. Dr. D. Hohmann

Tag der mündlichen Prüfung: 05.12.1983

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung.....	1
2. Ermittlung der geometrischen Kenngrößen und deren statistische Auswertung	3
2.1. Geometrische Kenngrößen.....	3
2.2. Statistische Auswertung der Skelattedaten..	6
2.3. Vergleich der eigenen Werte mit den Werten aus der Literatur.....	7
2.4. Graphische Darstellung der Meßwerte.....	9
3. Belastung und Beanspruchung im gesunden Hüftgelenk	18
3.1. Normfeldbestimmung für Belastung und Bean- spruchung im gesunden Hüftgelenk.....	18
3.2. Korrelation $r(R/G_5, p/G_5)$	24
3.3. Diagnostische Möglichkeiten.....	34
4. Korrelationsanalyse	35
4.1. Einführung in die Korrelationsanalyse.....	35
4.2. Ergebnisse der einzelnen Korrelationsbe- rechnungen.....	36
4.2.1. Korrelation $r(CE, S)$	39
4.2.2. Korrelation $r(CE, y)$	41
4.2.3. Korrelation $r(S, y)$	42
4.2.4. Korrelation $r(S, d_g)$	43
4.2.5. Korrelation $r(CE, \psi)$	44
4.2.6. Korrelation $r(S, t')$	44

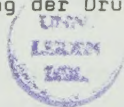
	Seite
4.2.7. Korrelation $r(t', \psi)$	45
4.2.8. Korrelation $r(\psi, \gamma)$	46
4.2.9. Korrelation $r(t', \gamma)$	47
5. Mathematischer Anhang zur zweidimensionalen Korrelationsanalyse	51
6. Diskussion	54
7. Zusammenfassung.....	55
8. Literaturverzeichnis.....	57

1. EINLEITUNG

Die störungsfreie Funktion eines jeden Gelenks hat ein harmonisches Zusammenspiel zwischen den Gelenkstrukturen und den Faktoren, die auf das Gelenk einwirken zur Voraussetzung. Ist dies nicht gewährleistet, so ist mit der Entwicklung einer Arthrose zu rechnen. Wichtige Einflüsse, die auf das Gelenk einwirken sind die alltägliche berufliche oder sportliche Beanspruchung, sowie eventuelle Fehlstellungen und Traumatisierungen desselben.

Für die biomechanischen Berechnungen sind momentan nur die geometrischen Abmessungen des Gelenks in zweidimensionaler Form zugänglich, da sowohl materialtechnische Daten der Gelenkelemente Knochen, Knorpel und Bandapparat, als auch deren biomechanische Eigenschaften noch weitgehend ungeklärt sind. Es muß also das Bestreben sein, mit Hilfe von geometrischen Kenngrößen und einem geeigneten Rechenverfahren intraartikuläre, angeborene oder erworbene, bzw. entwicklungsbedingte Formvarianten zu erkennen und deren Bedeutung für die Ausprägung einer Coxarthrose abzuschätzen. Zur richtigen Beurteilung solcher pathologischer Fehlformen war es notwendig, möglichst genaue Daten über die geometrischen Abmessungen gesunder Hüftgelenke zu erhalten.

Erste wissenschaftliche Untersuchungen wurden bereits im 19. Jahrhundert von FICK (1850), BRAUNE (1889) und FISCHER (1899) durchgeführt. PAUWELS veröffentlichte 1935 Darstellungen der biomechanischen Verhältnisse des menschlichen Hüftgelenks. Auf seinem theoretischen Ansatz basieren auch die Arbeiten von LEGAL und RUDER (1977, 1979), sowie von LEGAL, REINECKE und RUDER (1978, 1980), die die Berechnung der Druckverhältnisse im gesun-



den und pathologisch veränderten Hüftgelenk zum Ziel hatten.

Die neueren Arbeiten von AMTMANN und KUMMER (1968), sowie ROESLER und HAMACHER (1972) und HAMACHER und ROESLER (1974) als auch die von DEBRUNNER (1975) beschäftigen sich mit der Hüftgelenksbelastung, d.h. mit den Kräften, die im Hüftgelenk angreifen. Erst in den Arbeiten von LEGAL (1977) und LEGAL, RUDER und REINECKE (1977, 1978, 1980) wird die Hüftgelenksbeanspruchung, das ist der Druck, der auf den artikulierenden Flächen lastet, näher untersucht. Vergleichbare Ansätze findet man auch bei BRINCKMANN, FROBIN und HIERHOLZER (1980). Entscheidend war in den Arbeiten von LEGAL und RUDER die Erstellung eines Rechenverfahrens, das auch in der Praxis anwendbar ist und das mit den geometrischen Daten, die aus standardisierten Beckenübersichtsaufnahmen zu entnehmen sind, auskommt. Dieses Verfahren ermöglicht es, in guter Näherung beide für die Biomechanik wichtigen Größen nämlich Belastung und Beanspruchung zu berechnen und die gefundenen Werte mit der Norm zu vergleichen. Ziel dieser Arbeit ist es, die von LEGAL (1977) gefundenen Normdaten gesunder Hüftgelenke und deren Korrelationen an einem größeren Kollektiv (insgesamt 443 gesunde Hüftgelenke) zu überprüfen.

Die Erstellung der Skelettnormdatensammlung für das gesunde Hüftgelenk anhand von Röntgenbildern hat zweierlei Gründe: Zum einen dienen die gewonnenen Daten der zuverlässigen Abgrenzung zum pathologischen Hüftgelenk, von dem in der täglichen Praxis auch nur Röntgenbilder vorliegen, zum anderen lassen sich für die Biomechanik wichtige Daten wie z.B. der Wiberg'sche Zentrumeckenwinkel auf eine einfache Weise nur im Röntgenbild ermitteln.

2. ERMITTLUNG DER GEOMETRISCHEN KENNGRÖSSEN UND DEREN STATISTISCHE AUSWERTUNG

2.1. GEOMETRISCHE KENNGRÖSSEN

Wie in der bereits zitierten Arbeit von LEGAL (1977) festgestellt wurde, ist der Gelenkdruck p die Größe, die darüber entscheidet, ob ein Hüftgelenk biomechanisch gesund oder pathologisch ist. Der Druck p ist definiert als Kraft pro tragende Fläche, d.h. der Gelenkdruck ist sowohl von solchen geometrischen Kenngrößen abhängig, die die Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden R beeinflussen, als auch von solchen, die in die Berechnung der tragenden Fläche eingehen. In den Abbildungen 1 und 2 sind diese geometrischen Kenngrößen schematisch eingezeichnet.

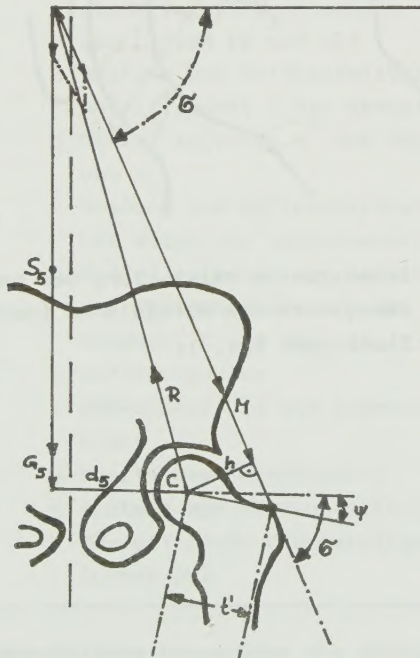


Abb. 1: Schematische Darstellung der geometrischen Kenngrößen des Hüftgelenks (nach LEGAL 1977)
Siehe auch Tab.1.

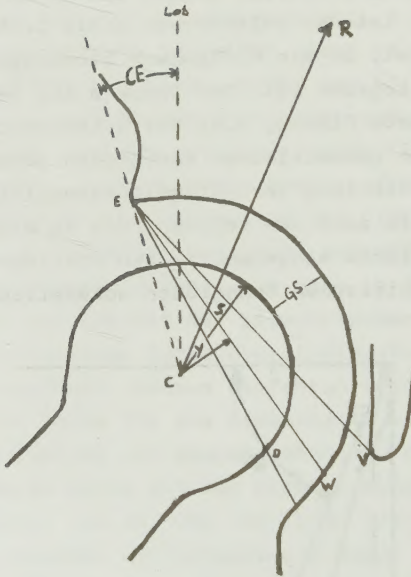


Abb. 2: Schematische Darstellung der geometrischen
Kenngrößen des Hüftgelenks (nach LEGAL 1977)
Siehe auch Tab. 1.

Die Tabelle 1 dient als Erklärung der in Abb. 1 und 2 angegebenen Symbole.

Punkt C	: Hüftkopfmittelpunkt
Punkt T	: Ansatzstelle der Hüftabduktoren am Trochantermassiv
Punkt E	: Pfannenerker
Linie EV	: entspricht vorderer Pfanneneingangsebene (Verbindung zwischen Pfannenerker und caudaler, lateraler Begrenzung der Köhler'schen Tränenfigur)
Linie ED	: entspricht hinterer Pfanneneingangsebene (Verbindung von Pfannenerker und dem Schnittpunkt des hinteren Pfannensrands mit dem Hüftkopf)
Linie EW	: entspricht mittlerer Pfanneneingangsebene (Winkelhalbierende zwischen den Linien EV und ED)
Strecke t'	: Abstand des Hüftkopfmittelpunkts C vom Angriffspunkt T der Abduktoren
Winkel ψ	: Winkel zwischen t' und der Verlängerung von d_6
Strecke d_6	: Abstand des Hüftkopfmittelpunkts C vom Lot durch die Symphysenmitte
CE-Winkel	: Winkel zwischen der Verbindungslinie des Pfannenerkers mit dem Hüftkopfmittelpunkt C und dem Lot in diesem Punkt
Strecke S	: Hüftkopfradius
Winkel γ	: CCD-Winkel, in die Frontalebene projiziert
Strecke GS	: Breite des Gelenkspalts
Strecke y	: Abstand des Hüftkopfmittelpunkts C von der mittleren Pfanneneingangsebene (Linie EW)

Tabelle 1: Geometrische Kenngrößen des Hüftgelenks

Zur Ermittlung der geometrischen Kenngrößen wurden standardisierte Beckenübersichtsaufnahmen mit Frontalprojektion des Skeletts der Orthopädischen Universitätsklinik ERLANGEN-NÜRNBERG nach einem Verfahren von LEGAL (1977) ausgemessen. Die Beckenübersichtsaufnahmen stammen von Patienten, die sowohl nach dem röntgenologischen Befund, als auch nach ihrer Krankengeschichte keine Erkrankung des Becken-Bein-Skeletts erkennen ließen. Die gewonnenen Daten wurden im Institut für Theoretische Physik der Universität ERLANGEN-NÜRNBERG (Prof. Dr. H. RUDER) statistisch ausgewertet.

Es sei nochmals darauf hingewiesen, daß die dreidimensionalen Verhältnisse des menschlichen Hüftgelenks als in die Frontalebene projiziert betrachtet werden. Diese Ebene ist durch die Vertikalebene, in der die beiden Hüftkopfmittelpunkte liegen, festgelegt.

2.2. STATISTISCHE AUSWERTUNG DER SKELETTDATEN

Zunächst wurden die an 443 Hüftgelenken ermittelten Einzelwerte auf übliche Weise statistisch analysiert. Mittelwert M und Standardabweichung s wurden nach den folgenden Formeln berechnet:

$$M = \frac{1}{443} \sum_{i=1}^{443} x_i$$
$$s = \sqrt{\frac{1}{443 - 1} \sum_{i=1}^{443} (x_i - M)^2}$$

Mittelwert und Standardabweichung wurden so angelegt,

daß im Falle einer idealen Gauß-Verteilung der Kenngrößen im Bereich zwischen $M - s$ und $M + s$ 68,3% aller Meßwerte liegen. Im Bereich zwischen $M - 3s$ und $M + 3s$, in dem die Abweichung der Meßwerte vom Mittelwert also höchstens die dreifache Standardabweichung beträgt, liegen 99,73% aller Meßdaten, was die Bedeutung von M und s veranschaulicht.

2.3. VERGLEICH DER EIGENEN WERTE MIT WERTEN AUS DER LITERATUR

Umfangreiche Vermessungen der uns interessierenden Kenngrößen von gesunden Hüftgelenken wurden 1978 von BRINCKMANN, FROBIN und HIERHOLZER (288 Hüftgelenke) sowie von ABT, ALTEKRUSE und BRINCKMANN (343 Hüftgelenke) durchgeführt. In Tabelle 2 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen dieser und der eigenen Messungen (443 Hüftgelenke) zusammengestellt. Man erkennt, daß im Rahmen der durch die endliche Anzahl der vermessenen Hüften bedingten Schwankungen die Meßwerte befriedigend übereinstimmen, sodaß nun eine solide Meßdatensammlung für die gesunde Hüfte vorliegt, die eine zuverlässige Abgrenzung vom biomechanisch kranken Hüftgelenk ermöglicht.

Über den CE-Winkel findet man in der Literatur noch weitere Angaben. Bei WIBERG liegt er in einem Bereich von 20° bis 46° bei einem Mittelwert von 26° . JENTSCHURA findet Werte in einem Bereich von 23° bis 44° mit einem Mittelwert von 31° . Bei den selbst untersuchten Hüften schwankte der CE-Winkel zwischen 19° und 49° bei einem Mittelwert von 33° .

Meßgröße	BRINCKMANN, FROM- BIN, HIERHOLZER 1978	ABT, ALTEKRUSE, BRINCKMANN 1979		EIGENE MESSWERTE			
		gesamt(288)	gesamt(343)	männlich(165)	weiblich(178)	gesamt(443)	männlich
t' (cm)	5,40(0,60)	6,38(0,68)	6,66(0,69)	6,13(0,56)	5,72(0,53)	6,03(0,51)	5,53(0,44)
ψ (Grad)	—	—	—	—	4,7(4,82)	4,8(4,77)	4,6(4,82)
d ₀ (cm)	9,05(0,60)	9,00(0,55)	8,85(0,53)	9,10(0,55)	9,20(0,51)	9,21(0,56)	9,20(0,48)
CE(Grad)	31,5(8,10)	34,7(6,50)	34,7(6,32)	34,7(6,70)	33,0(5,62)	32,1(6,09)	33,5(5,29)
S (cm)	2,40(0,21)	2,35(0,18)	2,46(0,16)	2,25(0,14)	2,36(0,18)	2,51(0,17)	2,27(0,11)
χ (Grad)	132,5(7,70)	130,5(5,96)	129,1(6,20)	131,8(5,45)	129,0(5,82)	128,5(6,20)	129,3(5,60)
GS (cm)	0,43(0,08)	0,47(0,07)	0,49(0,07)	0,45(0,07)	0,39(0,07)	0,41(0,06)	0,38(0,06)
Y (cm)	—	—	—	—	0,39(0,22)	0,48(0,22)	0,33(0,21)

Tabelle 2: Mittelwerte der realen geometrischen Kenngrößen des menschlichen Hüftgelenks (In Klammern sind die zugehörigen Standardabweichungen angegeben)

2.4. GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER MESSWERTE

Die Abbildungen 3a - 3h zeigen die Verteilung der von uns ermittelten Kenngrößen. Die Graphiken verdeutlichen, daß die geometrischen Kenngrößen des Hüftgelenks annähernd einer Gauß'schen Normalverteilung entsprechen, wie dies von biologischen Größen zu erwarten ist. Diese Tatsache ist für die noch folgende Korrelationsanalyse wichtig.

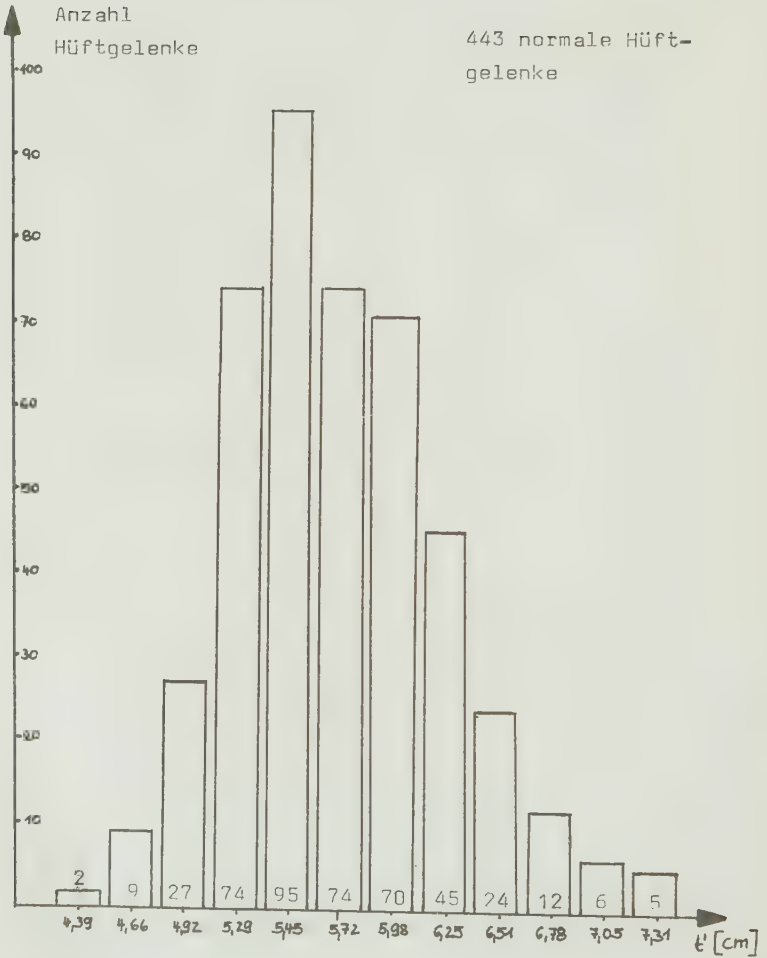


Abb. 3a: Statistische Verteilung der Strecke t'

($M = 5,72, s = 0,53$. Die Breite der einzelnen
Säulen beträgt $1/2 s$)

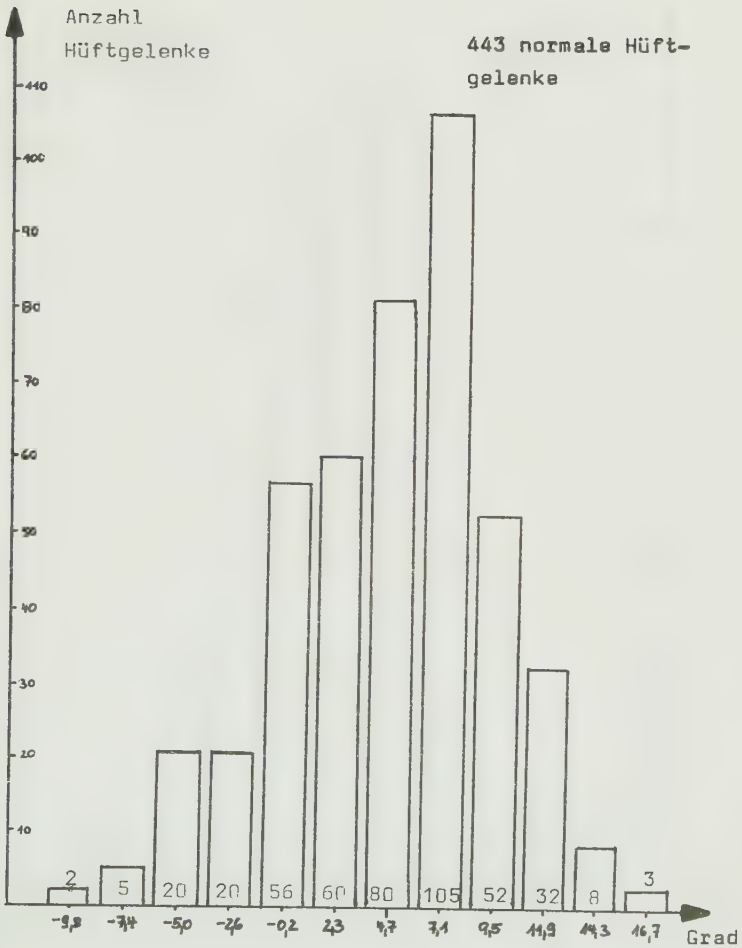


Abb. 3b: Statistische Verteilung des Winkels ψ

($M = 4,7$, $s = 4,8$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

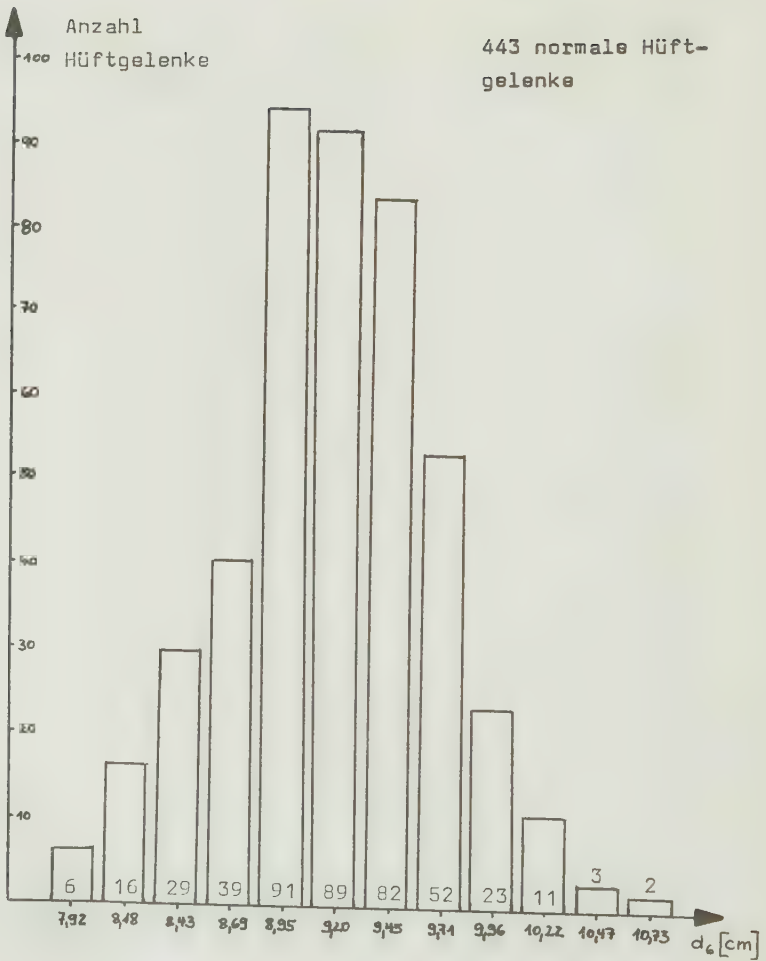


Abb. 3c: Statistische Verteilung der Strecke d_6

($M = 9,20$, $s = 0,51$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

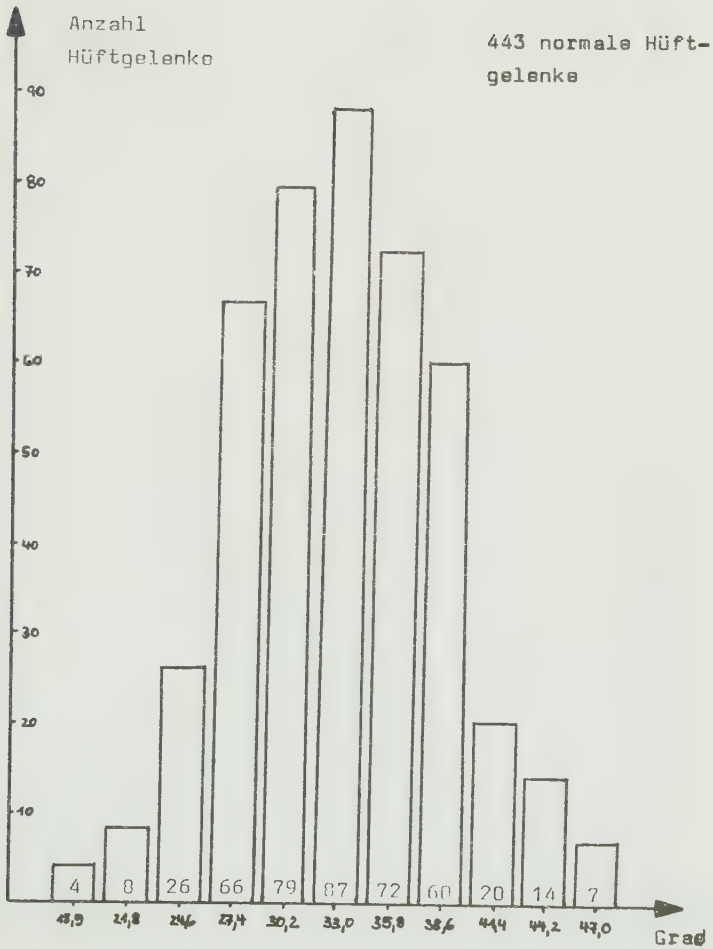


Abb. 3d: Statistische Verteilung des CF-Winkels

($M = 33,0$, $s = 5,62$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

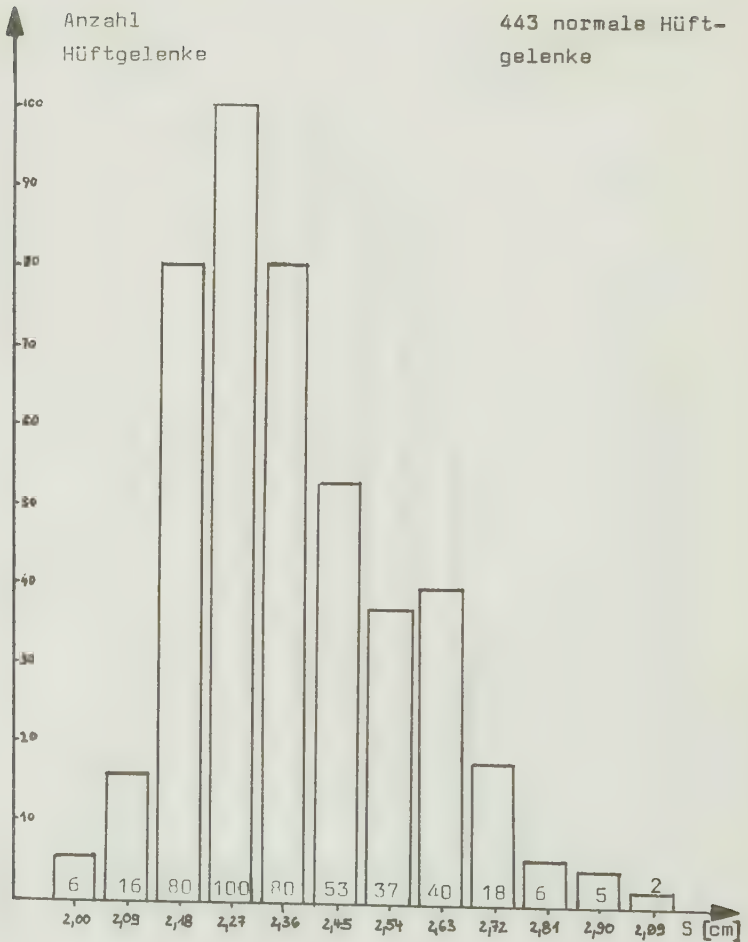


Abb. 3e: Statistische Verteilung der Strecke S

($M = 2,36$, $s = 0,18$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

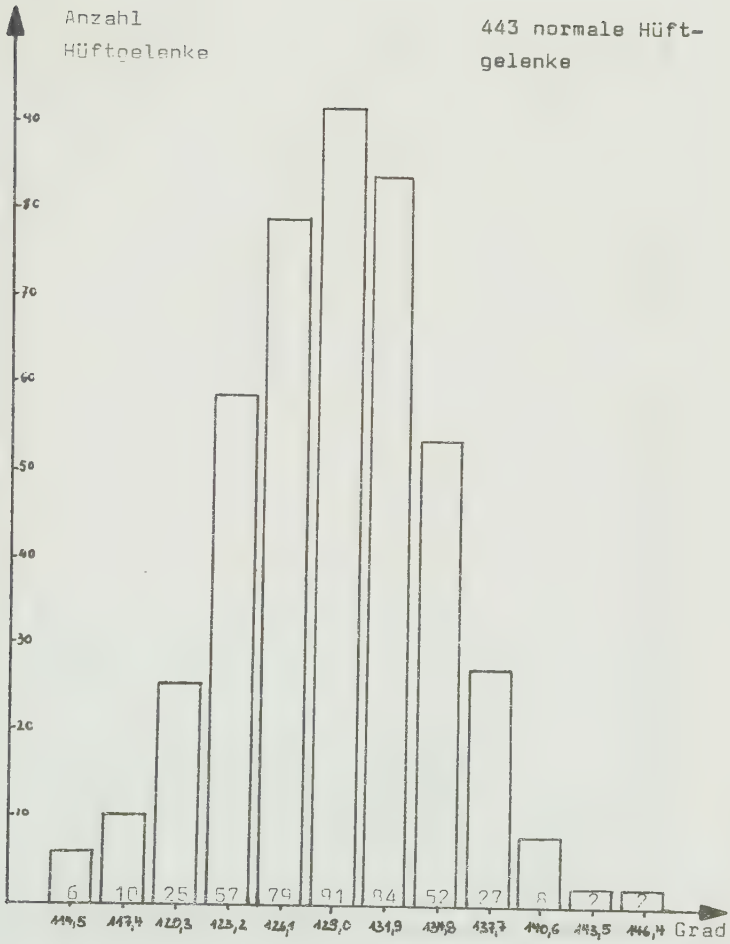


Abb. 3f: Statistische Verteilung des Winkels γ

($M = 129,0$, $s = 5,82$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

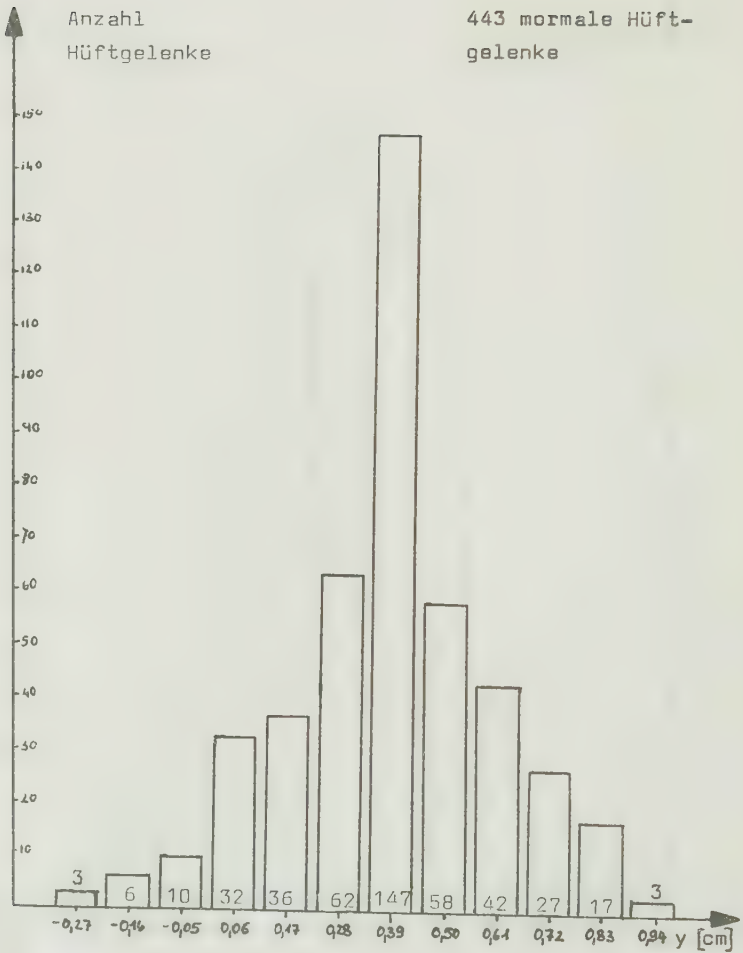


Abb. 39: Statistische Verteilung der Strecke y

($M = 0,39$, $s = 0,22$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

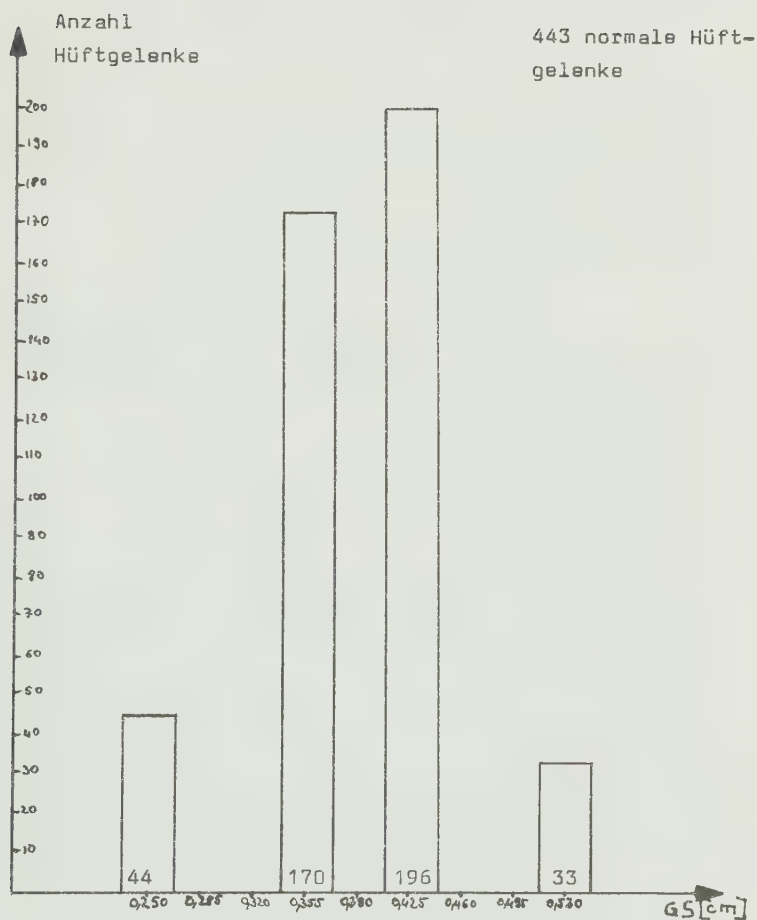


Abb. 3h: Statistische Verteilung der Strecke GS
 ($\bar{M} = 0,39$, $s = 0,07$. Die Breite der einzelnen
 Säulen beträgt $1/2 s$.)

3. BELASTUNG UND BEANSPRUCHUNG DES GESUNDEN HÜFT- GELENKS

3.1. NORMFELDBESTIMMUNG FÜR BELASTUNG UND BEANSPRU- CHUNG DES GESUNDEN HÜFTGELENKS

Die nun folgende Darstellung beschäftigt sich mit der Problematik und den Ergebnissen der Normkurvenberechnung und der Erstellung von physiologischen Belastungs- und Druckfeldern (PBF, PDF). Eine detaillierte Erläuterung des Belastungs- und Beanspruchungsmodells des Hüftgelenks findet sich bei LEGAL (1977).

Hier sei erwähnt, daß die Erstellung der Normfelder für Kraft und Druck auf den geometrischen Kenngrößen des Hüftgelenks basiert. Die Felder werden für einen weiten Bereich von σ (Abb. 1) gewählt, da die Richtung der Muskelkraft M , die den Winkel σ mit der Horizontalen bildet, im Röntgenbild nicht abzulesen ist. Die Abschätzungen von HAMACHER und ROESLER (1971), die für σ ein Intervall von 45° bis 85° zulassen, wurden von LEGAL (1977) auf einen Variationsbereich von $60^\circ \leq \sigma \leq 75^\circ$ eingeschränkt, da physiologischerweise keine anderen Werte im Einbeinstand auftreten. Auch die Werte für R/G_5 zwischen 2,5 und 5,0 sind nach LEGAL (1979) nicht sinnvoll, da in diesen Grenzen oftmals pathologisch veränderte Hüften gefunden werden. Die von LEGAL (1977) angegebenen Einschränkungen der Normfelder für die Hüftgelenksbelastung und -beanspruchung sollten anhand der Skelettdaten von 443 gesunden Hüftgelenken überprüft werden.

Die Kurven für Belastung und Druck wurden gemäß der Skelettdaten für jedes gesunde Hüftgelenk berechnet. Die Tabellen 3a und 3b geben die Maximal- und Minimal-

werte für R/G_5 und p/G_5 in einem Intervall von $45^\circ \leq \sigma \leq 75^\circ$ wieder. Es wurden dabei zwei Bereiche gewählt, in denen einmal 96% aller Kurven für Belastung und Druck liegen und zum anderen ca. 80% ($M \pm 9/4 \text{ s}$, $M \pm 5/4 \text{ s}$).

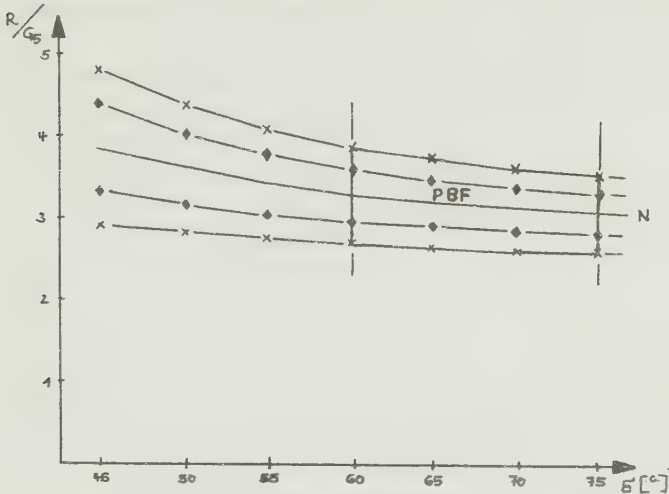
σ gesamt	R/G_5	p/G_5
45°	$2,88 \leq R \leq 4,76$	$0,13 \leq P \leq 0,30$
50°	$2,81 \leq R \leq 4,37$	$0,13 \leq P \leq 0,29$
55°	$2,74 \leq R \leq 4,08$	$0,13 \leq P \leq 0,29$
60°	$2,70 \leq R \leq 3,87$	$0,13 \leq P \leq 0,29$
65°	$2,66 \leq R \leq 3,71$	$0,13 \leq P \leq 0,30$
70°	$2,62 \leq R \leq 3,59$	$0,13 \leq P \leq 0,31$
75°	$2,60 \leq R \leq 3,50$	$0,14 \leq P \leq 0,33$
weiblich	R/G_5	p/G_5
45°	$2,97 \leq R \leq 4,85$	$0,15 \leq P \leq 0,30$
50°	$2,90 \leq R \leq 4,44$	$0,15 \leq P \leq 0,29$
55°	$2,84 \leq R \leq 4,15$	$0,16 \leq P \leq 0,29$
60°	$2,79 \leq R \leq 3,93$	$0,16 \leq P \leq 0,29$
65°	$2,75 \leq R \leq 3,76$	$0,16 \leq P \leq 0,30$
70°	$2,72 \leq R \leq 3,63$	$0,16 \leq P \leq 0,32$
75°	$2,69 \leq R \leq 3,54$	$0,17 \leq P \leq 0,34$
männlich	R/G_5	p/G_5
45°	$2,83 \leq R \leq 4,51$	$0,12 \leq P \leq 0,24$
50°	$2,76 \leq R \leq 4,14$	$0,12 \leq P \leq 0,23$
55°	$2,70 \leq R \leq 3,88$	$0,12 \leq P \leq 0,24$
60°	$2,65 \leq R \leq 3,68$	$0,12 \leq P \leq 0,24$
65°	$2,61 \leq R \leq 3,53$	$0,12 \leq P \leq 0,25$
70°	$2,58 \leq R \leq 3,42$	$0,12 \leq P \leq 0,27$
75°	$2,55 \leq R \leq 3,34$	$0,13 \leq P \leq 0,29$

Tabelle 3a: Schwankungsbereich für R/G_5 und p/G_5 als Funktion von σ im Bereich von $M \pm 9/4 \text{ s}$

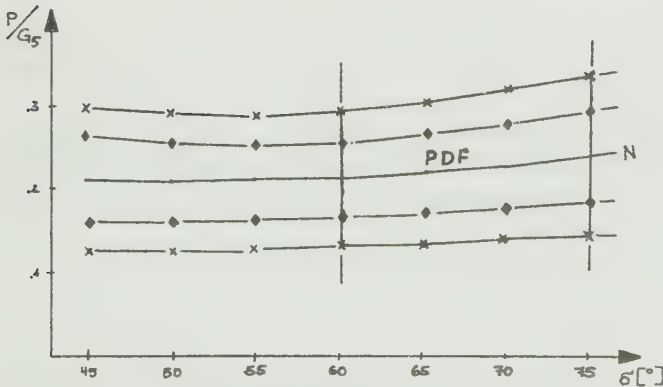
σ gesamt	R/G_5	p/G_5
45°	$3,30 \leq R \leq 4,34$	$0,16 \leq P \leq 0,26$
50°	$3,15 \leq R \leq 4,02$	$0,16 \leq P \leq 0,25$
55°	$3,04 \leq R \leq 3,79$	$0,16 \leq P \leq 0,25$
60°	$2,96 \leq R \leq 3,61$	$0,16 \leq P \leq 0,25$
65°	$2,89 \leq R \leq 3,48$	$0,17 \leq P \leq 0,26$
70°	$2,84 \leq R \leq 3,38$	$0,17 \leq P \leq 0,27$
75°	$2,80 \leq R \leq 3,30$	$0,18 \leq P \leq 0,29$
weiblich	R/G_5	p/G_5
45°	$3,39 \leq R \leq 4,43$	$0,19 \leq P \leq 0,27$
50°	$3,24 \leq R \leq 4,10$	$0,19 \leq P \leq 0,26$
55°	$3,13 \leq R \leq 3,86$	$0,19 \leq P \leq 0,26$
60°	$3,04 \leq R \leq 3,67$	$0,19 \leq P \leq 0,26$
65°	$2,97 \leq R \leq 3,54$	$0,19 \leq P \leq 0,27$
70°	$2,92 \leq R \leq 3,43$	$0,20 \leq P \leq 0,28$
75°	$2,88 \leq R \leq 3,35$	$0,20 \leq P \leq 0,30$
männlich	R/G_5	p/G_5
45°	$3,21 \leq R \leq 4,13$	$0,15 \leq P \leq 0,21$
50°	$3,07 \leq R \leq 3,83$	$0,15 \leq P \leq 0,20$
55°	$2,96 \leq R \leq 3,61$	$0,15 \leq P \leq 0,21$
60°	$2,88 \leq R \leq 3,45$	$0,15 \leq P \leq 0,21$
65°	$2,81 \leq R \leq 3,33$	$0,15 \leq P \leq 0,22$
70°	$2,76 \leq R \leq 3,23$	$0,16 \leq P \leq 0,23$
75°	$2,72 \leq R \leq 3,16$	$0,16 \leq P \leq 0,25$

Tabelle 3b: Schwankungsbereich für R/G_5 und p/G_5 als Funktion von σ im Bereich von $M = \pm 5/4$ s

Dadurch entstehen in den Abb. 4a und 4b jeweils zwei verschieden große Normfelder:



($x = \pm 9/4 s$, $\diamond = \pm 5/4 s$)



In Richtung der Ordinate sind die PBF und PDF durch die jeweiligen Minimum - und Maximumkurven begrenzt. Der Winkel σ grenzt zwischen 60° und 75° die Normfelder entlang der Abszisse ein. Die PBF und PDF für den Bereich $M = \pm 9/4s$ stimmen mit denen von LEGAL (1979) veröffentlichten Normfeldern fast vollständig überein.

Die Abb. 5a und 5b zeigen nochmals die PBF und PDF nach Geschlechtern getrennt:

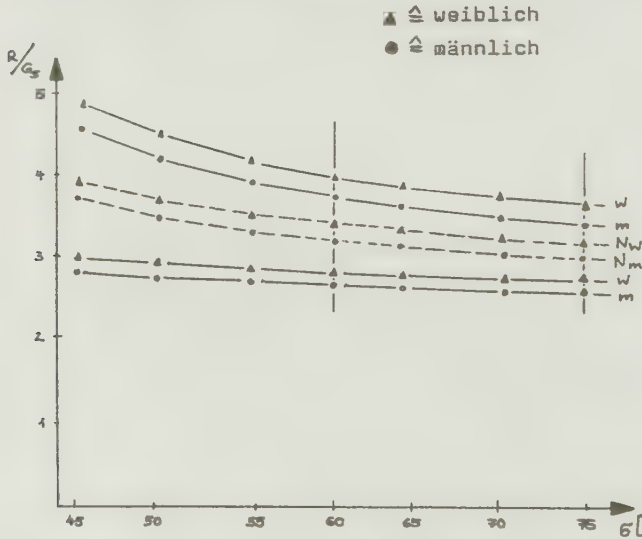


Abb. 5a: Normkurven N_w , N_m und Streubereich der Einzelkurven für 276 weibliche und 165 männliche gesunde Hüftgelenke im Belastungsdiagramm PBF für $M \pm 9/4 s$

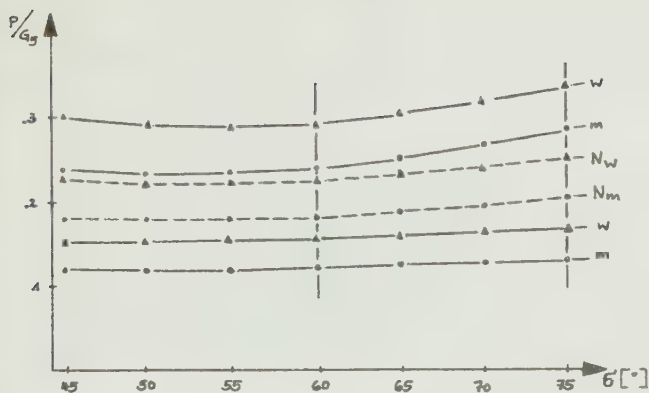


Abb. 5b: Normkurven N_W , N_M und Streubereich der Einzelkurven für 276 weibliche und 165 männliche gesunde Hüftgelenke im Beanspruchungsdiagramm - PDF für $M \pm 9/4$ s

Speziell sei noch auf die Ergebnisse für $\beta = 70^\circ$ in Tabelle 4 hingewiesen.

	Mittelwert	Streuung	Max.	Min.
R/G_5 Belastung "gesamt"	3,11	0,22	3,82	2,49
P/G_5 Druck "gesamt"	0,22	0,04	0,37	0,11
R/G_5 Belastung weiblich	3,17	0,20	3,82	2,66
P/G_5 Druck weiblich	0,24	0,03	0,37	0,16
R/G_5 Belastung männlich	2,99	0,18	3,43	2,49
P/G_5 Druck männlich	0,19	0,03	0,30	0,11

Tabelle 4: Statistische Berechnung für Belastung und Druck des gesunden Hüftgelenks für $\beta = 70^\circ$

Der Winkel $\sigma = 70^\circ$ ist von besonderem Interesse, da er der Winkel ist, den die Muskelkraft M (Abb. 1) bei einer Mittelstellung des normalen Hüftgelenks in der Frontalebene mit der Horizontalen einschließt.

Die eigenen Werte für $R/G_5 = 3,10$ und $p/G_5 = 0,22$ bei $\sigma = 70^\circ$ sind mit den Ergebnissen von LEGAL (1977) nahezu identisch. LEGAL gibt für $R/G_5 = 3,08$ und für $p/G_5 = 0,20$ an. Die genauen Verteilungen der Belastungs- und Druckwerte geben die Abbildungen 7a-7h für den interessierenden Bereich von $60^\circ \leq \sigma \leq 75^\circ$ wieder. Hier wird deutlich, daß R und p in allen Bereichen nahezu normal verteilt sind.

3.2. KORRELATION $r(R/G_5, p/G_5)$

Da zwischen den beiden Größen R und p ein unmittelbarer logischer Zusammenhang besteht, sei an dieser Stelle schon der Korrelationskoeffizient $r(R/G_5, p/G_5) = 0,551$ für $\sigma = 70^\circ$ mitgeteilt (Abb. 6).

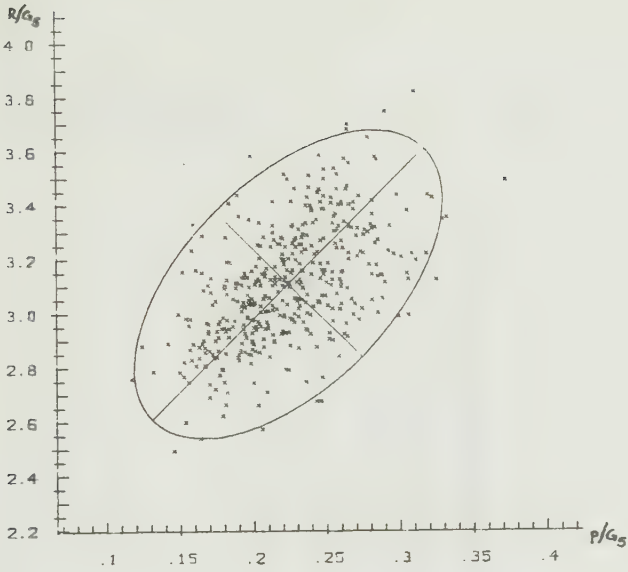


Abb. 6: Korrelation von R/G_5 mit p/G_5
Nähere Erläuterungen zur Korrelationsanalyse gibt
Kapitel 4.

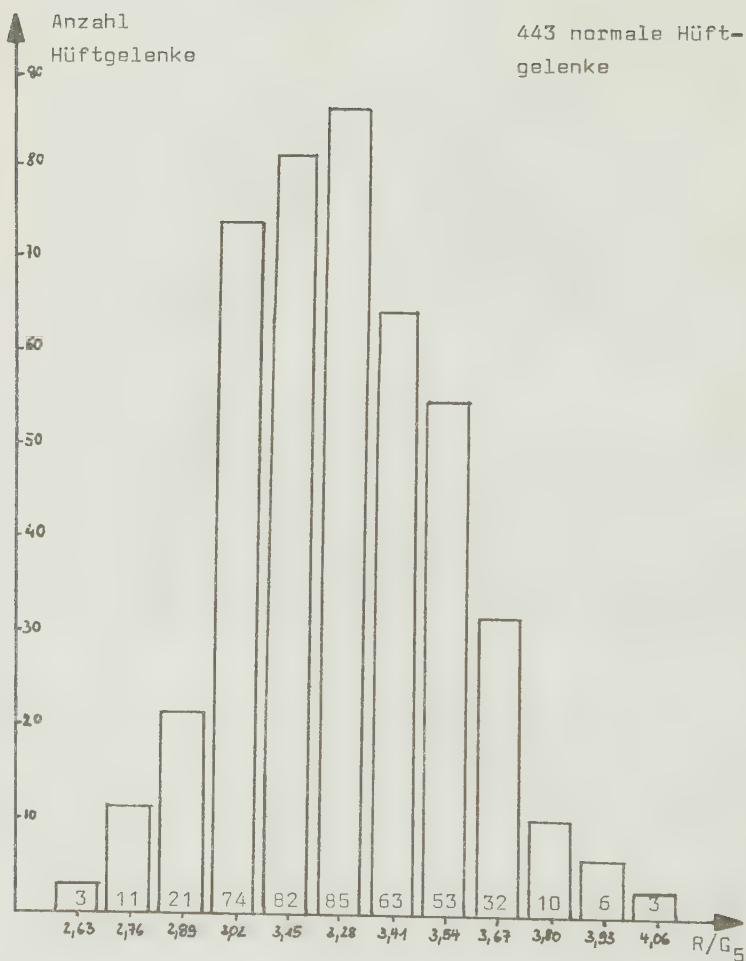


Abb. 7a: Statistische Verteilung von R/G_5 für $\varphi = 60^\circ$
 ($M = 3,28$, $s = 0,26$. Die Breite der einzel-
 nen Säulen beträgt $1/2 s$)

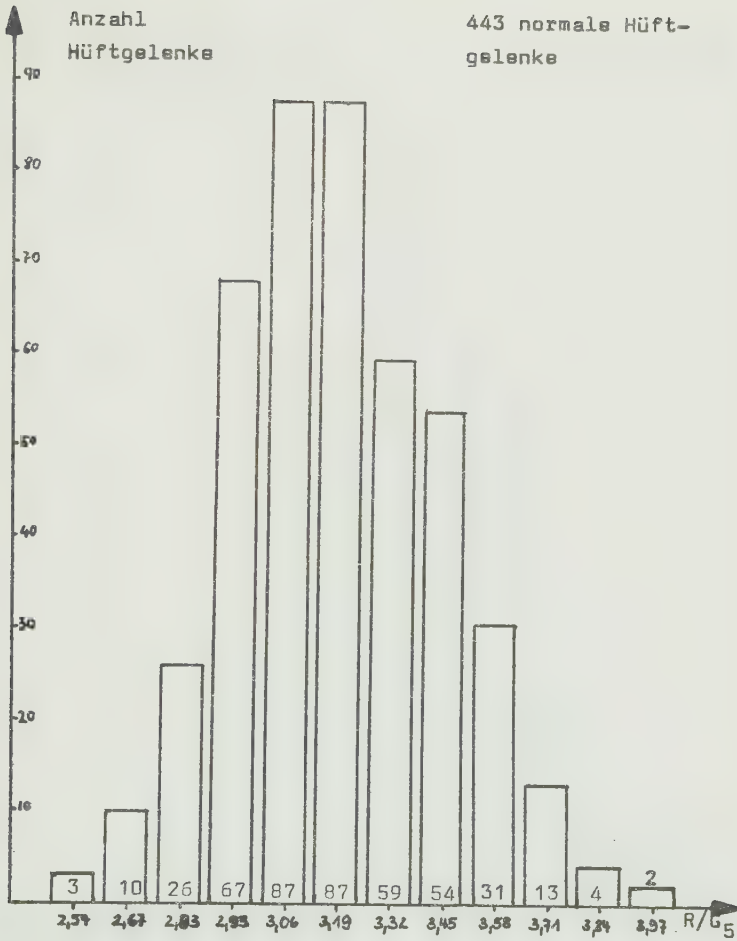


Abb. 7b: Statistische Verteilung von R/G_5 für $\sigma' = 65^\circ$
($M = 3,19$, $s = 0,26$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

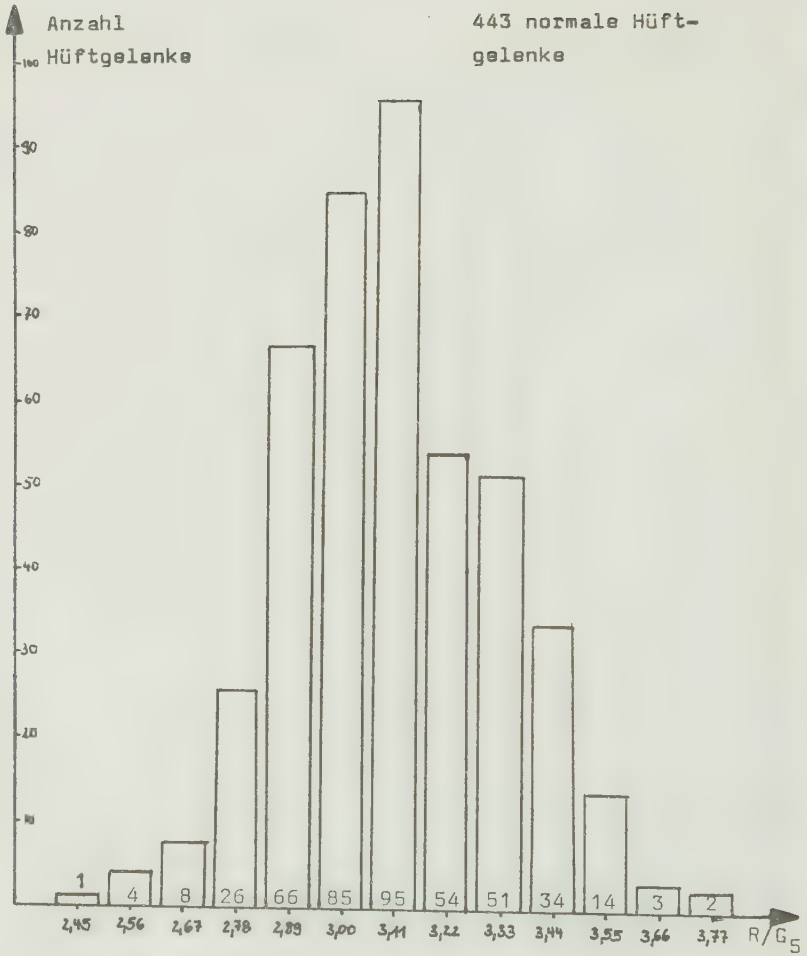


Abb. 7c: Statistische Verteilung von R/G_5 für $\sigma = 70^\circ$

($M = 3,11$, $s = 0,22$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

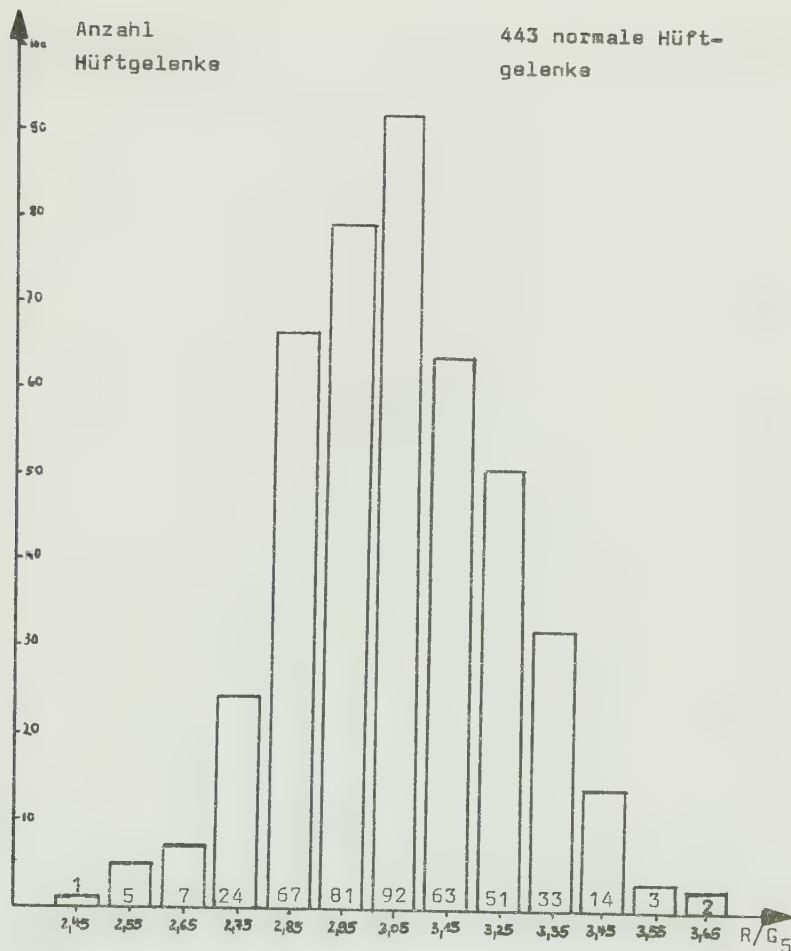


Abb. 7d: Statistische Verteilung von R/G_5 für $\sigma = 75^\circ$
 ($M = 3,05$, $s = 0,20$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

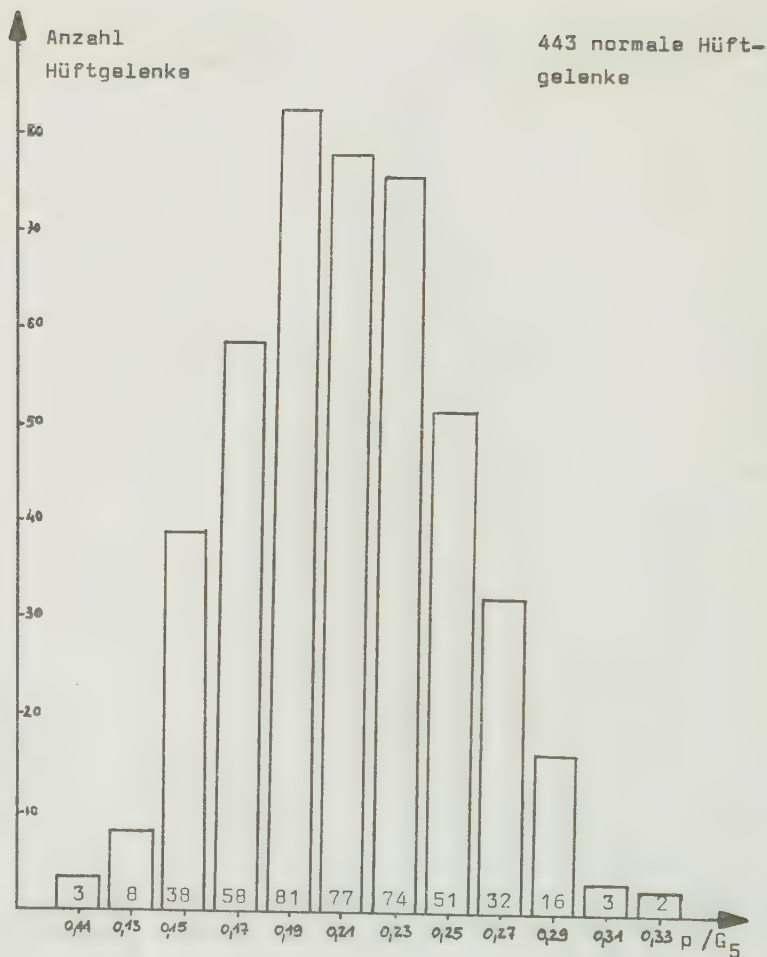


Abb. 7e: Statistische Verteilung von P/G_5 für $\varphi = 60^\circ$
 ($M = 0,21$, $s = 0,04$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

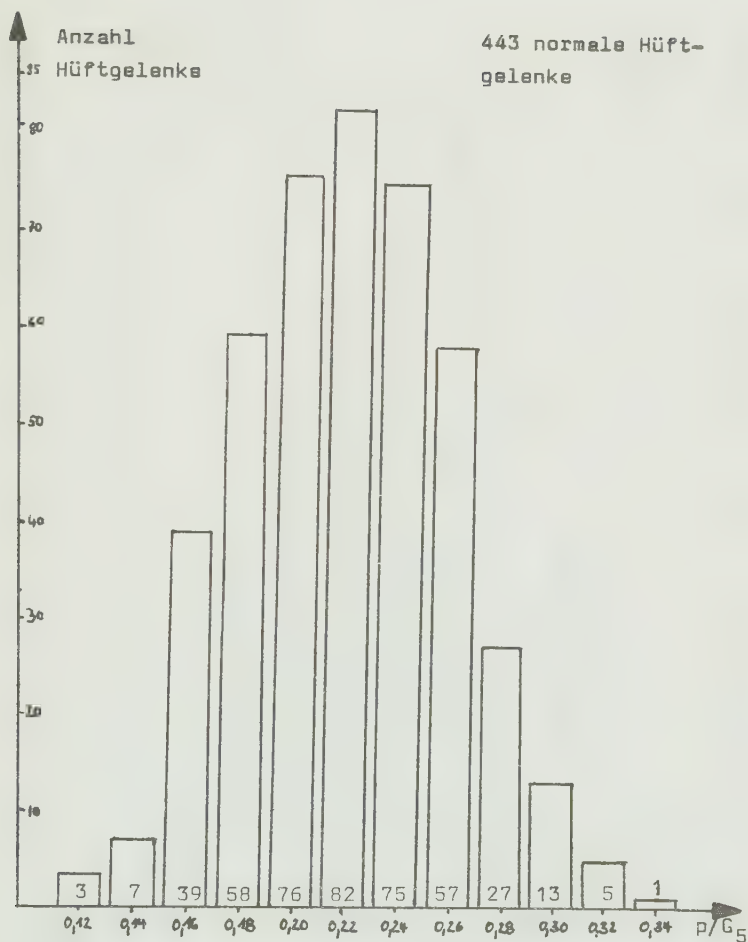


Abb. 7f: Statistische Verteilung von P/G_5 für $\alpha' = 65^\circ$
 ($m = 0,22$, $s = 0,04$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

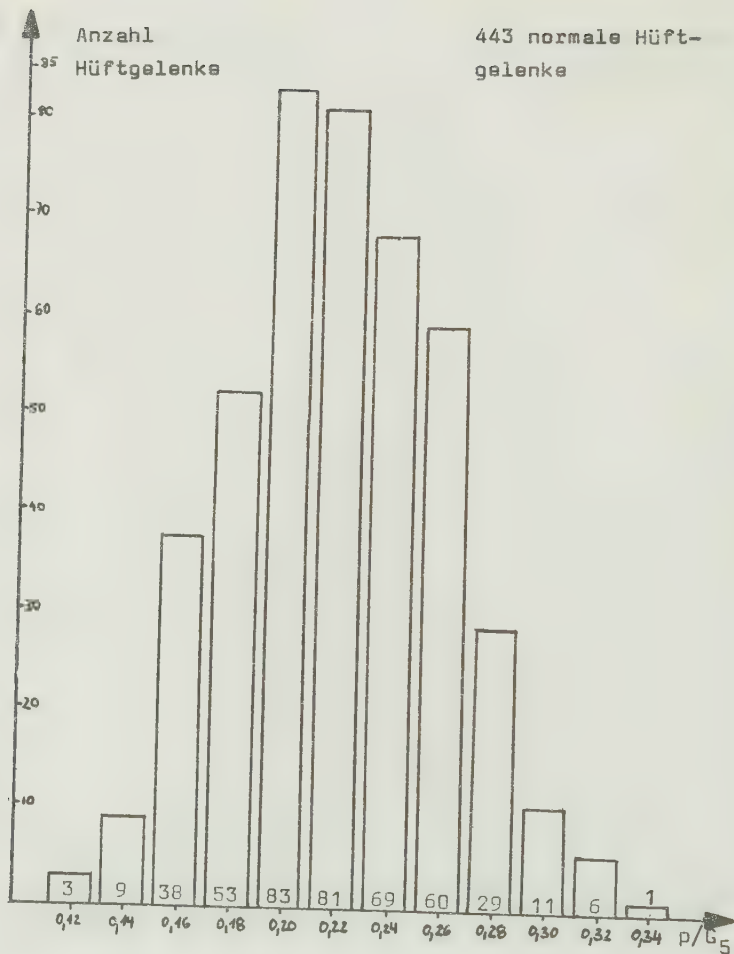


Abb. 79: Statistische Verteilung von p/G_5 für $\phi = 70^\circ$

($M = 0,22$, $s = 0,04$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

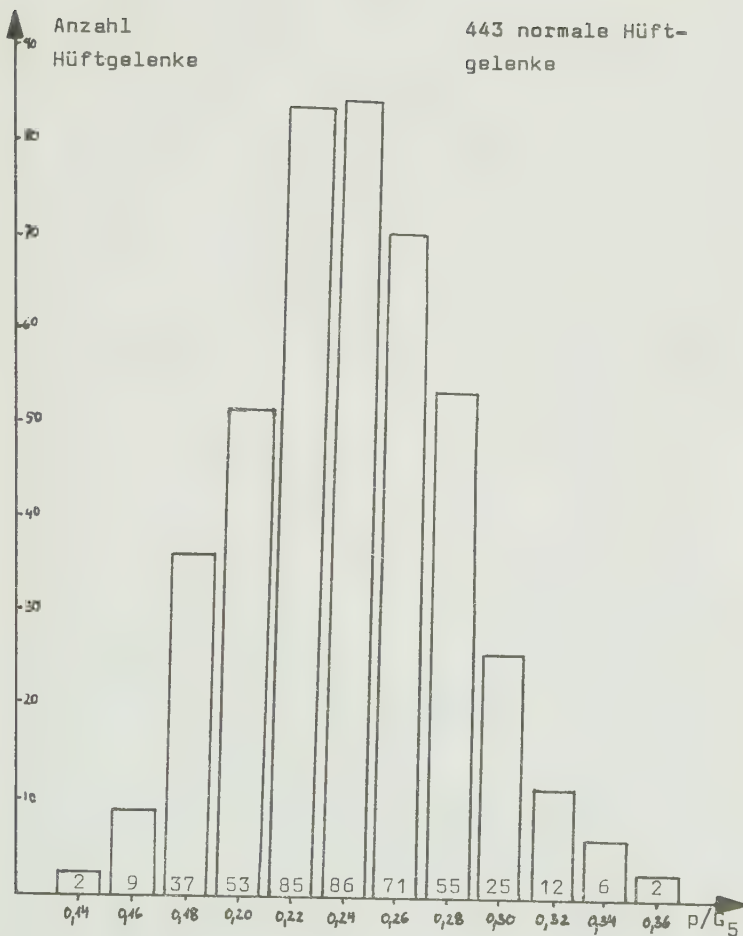


Abb. 7h: Statistische Verteilung von P/G_5 für $\sigma = 75^\circ$

($M = 0,24$, $s = 0,04$. Die Breite der einzelnen Säulen beträgt $1/2 s$)

3.3. DIAGNOSTISCHE MÖGLICHKEITEN

Mit Hilfe der Ergebnisse der Normfeldberechnung ist es möglich, die anhand der geometrischen Kenngrößen eines Patienten ermittelten Belastungs- und Beanspruchungskurven mit den Normfeldern zu vergleichen und eine Aussage darüber zu machen, ob die gefundenen Werte für die Kraft R und den Druck p innerhalb der biomechanischen Norm liegen. Voraussetzung für diesen sehr aussagekräftigen Vergleich sind lediglich eine standardisierte Beckenübersichtsaufnahme, die in ca. 5 Minuten die Bestimmung der Kenngrößen erlaubt und ein programmierbarer Rechner (Speicherkapazität: 16 K-Worte), der die entsprechenden Kraft- und Druckkurven liefert.

4. KORRELATIONSANALYSE

4.1. EINFÜHRUNG IN DIE KORRELATIONSANALYSE

In der bisherigen Literatur wurden die geometrischen Kenngrößen einzeln und völlig isoliert betrachtet. Es wurden jeweils nur Standardabweichung und Mittelwerte für die einzelnen Größen angegeben und die Schwankung innerhalb der Grenzen von Maximal- und Minimalwert angegeben.

LEGAL (1977) wies erstmals auf einen eventuellen Zusammenhang zwischen CE-Winkel und dem Hüftkopfradius S hin. Er vermutete, daß große CE-Winkel stets mit kleinem Hüftkopfradius S und kleine CE-Winkel mit großem Hüftkopfradius S verbunden sind. WARMBEIN (1981) veröffentlichte eine Korrelationsanalyse gesunder Hüftgelenke, die die Korrelationstendenzen von LEGAL aus dem Jahre 1977 untersuchte. Ziel dieser Korrelationsberechnung war es, die Abhängigkeiten zwischen zwei geometrischen Kenngrößen rechnerisch aufzuzeigen. Angegeben wird das Ergebnis als sogenannter Korrelationskoeffizient. Der Koeffizient macht eine Aussage über den linearen Zusammenhang der beiden in Relation gesetzten Größen. Der Korrelationskoeffizient r ist eine Größe, die im Bereich von $-1 \leq r \leq +1$ liegt. Ist er gleich Null besagt dies, daß die beiden Größen voneinander nicht linear abhängen. Auf eine andere Form der Abhängigkeit kann anhand dieser Berechnungen nicht geschlossen werden. Je größer der Korrelationskoeffizient r dem Betrag nach ist, umso größer ist die lineare Abhängigkeit der untersuchten Parameter. Eine Korrelation mit positivem Vorzeichen bedeutet allgemein für $r(x,y) > 0$, daß ein großes x mit einem großen y , $r(x,y) < 0$, daß ein großes x mit einem kleinen y und umgekehrt ver-

bunden ist. Zeichnet man die Meßwerte zweier korrelierender Größen in ein geeignetes Koordinatensystem, so entsteht das geometrische Bild einer Korrelationsellipse, die je nach positivem oder negativem Vorzeichen des Korrelationskoeffizienten jeweils eine charakteristische Steigung ihrer großen Halbachse hat. Besteht eine starke Korrelation, so ist die Ellipse sehr schlank. Bei fehlender linearer Abhängigkeit entsteht dagegen das Bild eines Kreises. Die geometrische Anordnung ist so gewählt, daß innerhalb der Ellipsen 97% aller Wertpaare liegen. Eine genauere Ausführung über die zweidimensionale Korrelationsanalyse findet sich bei WARMBEIN (1981) und im eigenen mathematischen Anhang in Kapitel 5.

4.2. ERGEBNISSE DER EINZELNEN KORRELATIONS- BERECHNUNGEN

Im anschließenden Kapitel werden die Ergebnisse der Korrelationsberechnung für einzelne Paare der geometrischen Kenngrößen mitgeteilt. Die Korrelationsberechnung wurde am Institut für Theoretische Physik der Universität ERLANGEN-NÜRNBERG durchgeführt. Die Kenngrößen von 336 Hüftgelenken, die uns BRINCKMANN freundlicherweise zur Verfügung stellte, wurden ebenfalls statistisch und in Form einer Korrelationsanalyse ausgewertet. Am Ende der jeweiligen Einzelbetrachtungen über die Kenngrößenpaare aus dem eigenen Probandenkreis wird auf die Ergebnisse aus den Berechnungen mit den BRINCKMANN'schen Daten eingegangen. Ferner sei auf die Tabelle 2 und die Tabellen 5 und 6 verwiesen.

	t	ψ	d_6	CE	S	γ	GS
männlich	1,000	-	0,278	0,079	0,356	- 0,248	0,015
"gesamt"							
weiblich							
männlich			1,000	-	0,726	0,217	0,161
"gesamt"							
weiblich							
männlich				1,000	-	0,130	- 0,180
"gesamt"							
weiblich							
männlich					-	0,171	- 0,199
"gesamt"							
weiblich							
männlich					1,000	0,153	0,182
"gesamt"							
weiblich							
männlich						-	0,010
"gesamt"							
weiblich							
männlich						1,000	0,078
"gesamt"							
weiblich							
γ							0,022
GS							0,182
							1,000

wird von P. BRINCKMANN nicht angegeben!

Tabelle 5: Korrelationskoeffizienten nach den geometrischen Kenngrößen von BRINCKMANN

	t'	ψ	d ₆	CE	S	γ	GS	y
männlich	1,000	0,138	0,335	0,075	0,303	- 0,325	0,120	- 0,070
"gesamt"		0,019	0,290	0,001	0,484	- 0,364	0,175	0,110
weiblich		0,086	0,310	0,057	0,247	- 0,417	0,070	- 0,016
männlich	ψ	1,000	0,235	- 0,123	0,148	0,481	0,128	0,070
"gesamt"			0,121	- 0,161	0,073	0,422	0,064	0,096
weiblich			0,043	- 0,179	- 0,036	0,390	0,060	0,132
männlich	d ₆	1,000	1,000	- 0,333	0,774	0,104	0,388	0,727
"gesamt"				- 0,292	0,513	0,025	0,280	0,321
weiblich				- 0,260	0,567	0,035	0,228	0,709
männlich	CE	1,000	1,000	- 0,308	- 0,308	- 0,122	- 0,365	- 0,727
"gesamt"				- 0,303	- 0,303	- 0,165	- 0,247	- 0,713
weiblich				- 0,294	- 0,294	- 0,214	- 0,140	- 0,709
männlich	S	1,000	1,000	0,142	0,322	0,463	0,341	0,463
"gesamt"				- 0,007	0,346	0,484	0,341	0,484
weiblich				- 0,041	0,268	0,341	0,341	0,341
männlich	γ	1,000	1,000	0,033	0,170	0,337	0,170	0,337
"gesamt"				- 0,011	0,152	0,152	0,152	0,152
weiblich				- 0,018	0,189	0,189	0,189	0,189
männlich	GS	1,000	1,000	0,000	1,000	0,337	0,337	0,337
"gesamt"				0,320	0,320	0,320	0,320	0,320
weiblich				0,233	0,233	0,233	0,233	0,233
männlich	y	1,000	1,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000
"gesamt"				0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
weiblich				0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

Tabelle 6: Korrelationskoeffizienten nach den geometrischen Kenngrößen aus dem eigenen Probandenkollektiv

4.2.1. Korrelation $r(CE, S)$

Um chronologisch vorzugehen, sei als erstes auf die von LEGAL (1977) vermutete Korrelation zwischen CE-Winkel und Hüftkopfradius S eingegangen. WARMBEIN bestätigte 1981 anhand von 200 Meßwerten die von LEGAL (1977) angenommene Korrelation. Sie erhielt einen Korrelationskoeffizienten $r(CE, S) = -0,4623$. Der aus den 443 eigenen Meßdaten ermittelte Koeffizient ergab sich zu $r(CE, S) = -0,303$ für das Gesamtkollektiv. Die getrennten Werte für weibliche und männliche Probanden sind jeweils aus Tabelle 6 zu entnehmen.

Abbildung 8a gibt die geometrische Darstellung des Korrelationsverhaltens in Form einer Ellipse wieder.

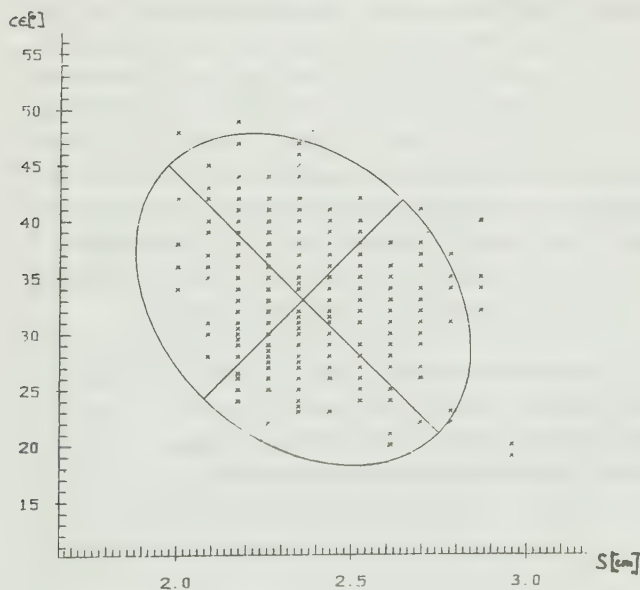


Abb. 8a: Korrelation des CE-Winkels mit S

Aus dem negativen Vorzeichen, dem Betrag des Koeffizienten und der geometrischen Abbildung kann gefolgert werden, daß im gesunden Hüftgelenk große CE-Winkel mit kleinen Hüftkopfradien S anzutreffen sind und umgekehrt. Mittlere Radien sind mit mittleren CE-Winkeln kombiniert, was der häufigste Fall ist, wie man aus der Gauß'schen Normalverteilung dieser Größen entnehmen kann. Von der Vorstellung ausgehend, daß für die physiologische Funktion eines Gelenks ein in bestimmten Grenzen konstanter Druck p auf die Gelenkstrukturen einwirken muß, ist diese oben erwähnte negative Korrelation sinnvoll. Ein kleiner CE-Winkel, der durch eine steilgestellte Hüftgelenkspfanne zustande kommt und somit eine schlechte Überdachung des Hüftkopfes bietet, wird durch einen großen Hüftkopfradius ausgeglichen, so daß die tragende Fläche F genügend groß bleibt und der im Gelenk herrschende Druck $p = R/F$ innerhalb der biomechanischen Normgrenzen bleibt. Die mögliche Konsequenz aus dem Gesagten wäre bei der zukünftigen Operationsplanung insofern zu berücksichtigen, als der kleine CE-Winkel bei großem Hüftkopfradius S allein keine Operationsindikation darstellen würde. Es wäre nämlich bei normalen Druckverhältnissen nicht mit der Ausbildung einer Überlastungscoxarthrose zu rechnen, wie der kleine CE-Winkel allein hätte vermuten lassen.

Der aus den BRINCKMANN'schen Daten ermittelte Korrelationskoeffizient betrug $r(CE, S) = -0,209$. Er ist dem Betrag nach etwas kleiner als der eigene, doch läßt er die gleichen Schlußfolgerungen zu.

4.2.2. Korrelation $r(CE,y)$

Die Abhängigkeit des CE-Winkels von der Größe y wird als nächstes betrachtet. Sowohl der CE-Winkel, als auch die Größe y sind ein Maß dafür, wie gut der Hüftkopf von seiner Gelenkpfanne überdacht wird. Dies besagt, daß beide Größen ein Maß für die tragende Fläche F des Hüftgelenks sind. Die negative Korrelation zwischen CE-Winkel und Hüftkopfradius S läßt erwarten, daß auch zwischen CE-Winkel und y eine negative, lineare Beziehung besteht. Es wäre dann ein großer CE-Winkel mit einem kleinen Hüftkopfradius S kombiniert, der Hüftkopf von dorsal und ventral gut überdacht. So entstünde eine biomechanisch günstige Drucksituation, da die tragende Fläche F unter diesen Bedingungen auch bei kleinem Hüftkopfradius groß genug wäre. Im umgekehrten Fall bildet sich ebenfalls eine biomechanisch befriedigende Situation aus, indem ein großer Hüftkopf von einer flacheren Pfanne überdacht wird.

Wahllos aus dem Datenmaterial ausgesuchte Wertpaare bestätigen die Vermutung für CE-Winkel, y und S :

CE-Winkel = 22°	$y = 0,70$ cm	$S = 2,70$ cm
CE-Winkel = 48°	$y = 0,26$ cm	$S = 2,00$ cm

Diese theoretischen Überlegungen wurden durch die Berechnung des Korrelationskoeffizienten $r(CE,y) = -0,713$ voll bestätigt. Geometrisch findet dieser Koeffizient seinen Niederschlag in einer Korrelationsellipse mit großer numerischer Exzentrizität und negativer Steigung der großen Halbachse. Auch WARMBEIN (1981) gibt einen Koeffizienten $r(CE,y) = -0,7177$ an.

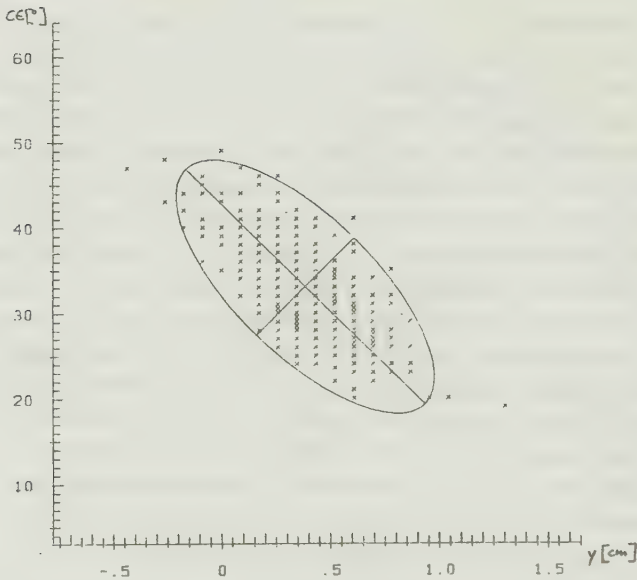


Abb. 8b: Korrelation des CE-Winkels mit y

Aus den Werten von BRINCKMANN ist leider keine Berechnung des Korrelationskoeffizienten und somit auch kein Vergleich möglich, da BRINCKMANN keinen Parameter y angibt, der dem eigenen y entspricht. In Abbildung 8b ist der Sachverhalt geometrisch dargestellt.

4.2.3. Korrelation $r(S,y)$

Die bisherigen Ergebnisse legten die Schlußfolgerung nahe, daß große Werte y mit großen Hüftkopfradien S korrelieren und umgekehrt. Abb. 8c gibt die positive Korrelation wieder. Der Korrelationskoeffizient errechnet sich zu $r(S,y) = +0,484$. Auch WARMBEIN (1981) gibt

einen Koeffizienten an, der mit den gemachten Aussagen übereinstimmt.

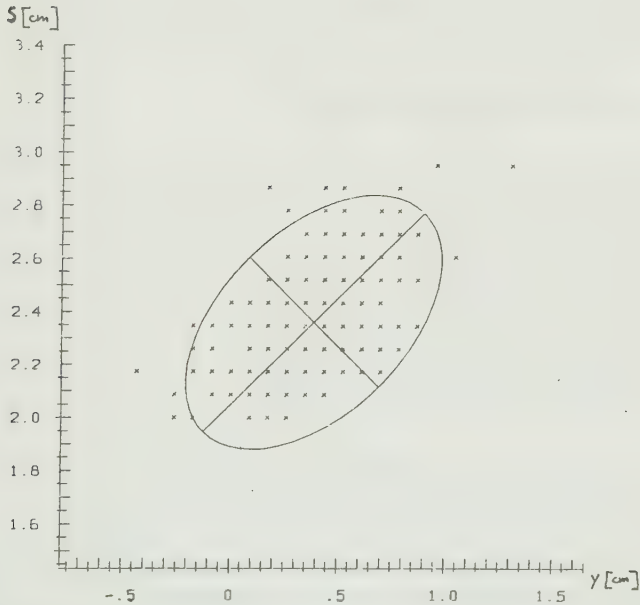


Abb. 8c: Korrelation von S mit y

4.2.4. Korrelation $r(S, d_6)$

Eine andere Korrelation mit dem Hüftkopfradius S ergab die Größe d_6 . S wurde gegen den halben Abstand der beiden Hüftkopfmittelpunkte d_6 aufgetragen. Zwischen diesen beiden Parametern ergab sich eine positive Korrelation mit $r(S, d_6) = 0,513$. Es treten also bei Hüftgesunden mit einem breiten Becken große Hüftköpfe auf, was auch verständlich ist, da es sich im Allgemeinen auch um große

Personen handelt. Anhand der Korrelationen $r(CE, S)$ und $r(CE, y)$, sowie $r(y, S)$ ergibt sich auch hier eine biomechanisch physiologische Situation. Tabelle 5 enthält die BRINCKMANN'sche Korrelation mit einem Koeffizienten $r(S, d_6) = 0,472$.

4.2.5. Korrelation $r(CE, \Psi)$

Die eigenen Ergebnisse der Korrelationsberechnung für den Winkel Ψ mit dem CE-Winkel unterscheiden sich von denen von WARMBEIN. Zwar errechnet sich jeweils ein negatives Vorzeichen für den Koeffizienten, jedoch erhielt WARMBEIN (1981) keine Korrelation für die beiden untersuchten Größen: $r(CE, \Psi) = -0,10$. Der eigene Korrelationskoeffizient $r(CE, \Psi) = -0,161$ spricht für eine sehr schwache Korrelation.

Eine lineare Unabhängigkeit der Werte, wie sie das eigene Ergebnis nahezu wiedergibt, wäre wie folgt zu erklären. Der Gelenkdruck p berechnet sich als Quotient zweier Größen, die voneinander unabhängig sind, nämlich der Hüftgelenksresultierenden R und der tragenden Fläche F . Der CE-Winkel ist mitbestimmend für die tragende Fläche, wogegen der Winkel Ψ die Richtung der Muskelkraft M angibt und damit nur in die resultierende Kraft R eingeht.

4.2.6. Korrelation $r(S, t')$

In Verbindung mit der Korrelation $r(S, d_6)$ erklärt sich der Koeffizient $r(S, t') = 0,484$ dahingehend, daß in großen Becken große Hüftköpfe und ein großer Abstand t' der Abduktorenmuskulatur vom Hüftkopfmittelpunkt vor-

kommen. Im Falle eines kleinen Beckens gilt der umgekehrte Fall. Es ist also eine Balance zwischen den Kräften M und G_5 gegeben, was wieder für die theoretische Forderung eines harmonischen Zusammenspiels aller Gelenkparameter im gesunden Hüftgelenk spricht. Auch der Korrelationskoeffizient von BRINCKMANN $r(S, t') = 0,528$ bestätigt diese Erklärung.

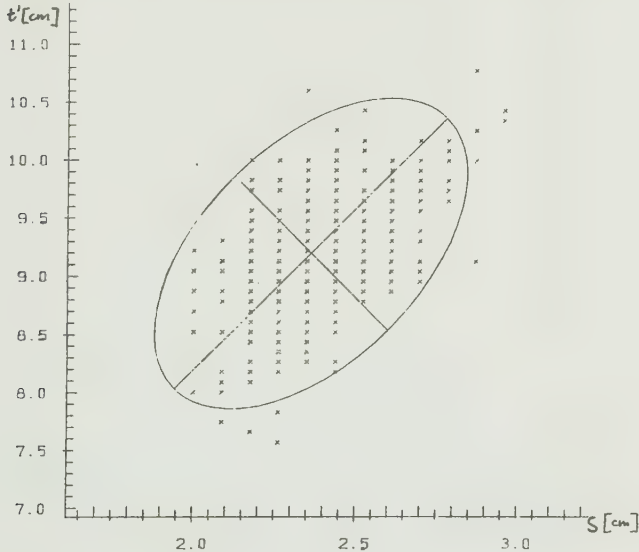


Abb. 8d: Korrelation von t' mit S

4.2.7. Korrelation $r(t', \psi)$

Für das Kenngrößenpaar t' und ψ besteht nach der Korrelationsberechnung kein linearer Zusammenhang: $r(t', \psi) = 0,019$. Die Länge des Schenkelhalses und damit die Größe des Hebelarms für die Abduktorenmuskulatur ist unabhängig von dem Winkel ψ , den der Hebelarm mit der Horizontalen (Verbindung der beiden Hüftkopfmittelpunkte) bildet. Man muß also beide Größen für sich bestimmen, um eine Aussage über ein Hüftgelenk machen zu können.

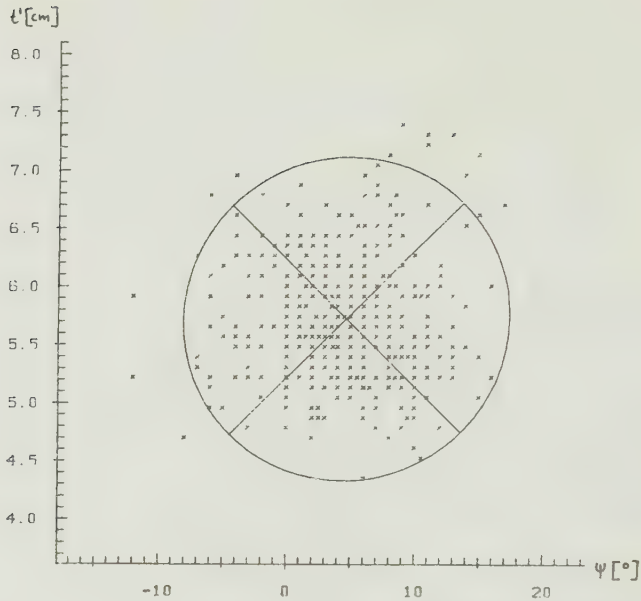


Abb. 8e: Korrelation von t' mit ψ

Abbildung 8e gibt den Sachverhalt bildlich wieder. Aus den BRINCKMANN'schen Daten ist keine Aussage über diese Korrelationsberechnung möglich.

4.2.8. Korrelation $r(\psi, \gamma)$

In Abbildung 8f ist die positive Korrelation zwischen dem CCD-Winkel und dem Winkel ψ angegeben.

Der Koeffizient ergab sich zu $r(\psi, \gamma) = 0,422$.

Diese Beziehung ist sinnvoll, wenn man sich vergegenwärtigt, daß durch ψ und γ die Lage des Schenkelhalses zur Horizontalen und die Lage von Femurschaft und Schenkelhals zueinander bestimmt wird. Es ist also ein

steilgestellter Schenkelhals (Ψ ist groß) mit einem großen γ (großer CCD-Winkel) kombiniert, so daß wieder eine günstige Beanspruchung der tragenden Gelenkanteile gewährleistet ist. Der Korrelationskoeffizient $r(\Psi, \gamma) = + 0,5169$ von WARMBEIN (1981) untermauert das eigene Ergebnis.

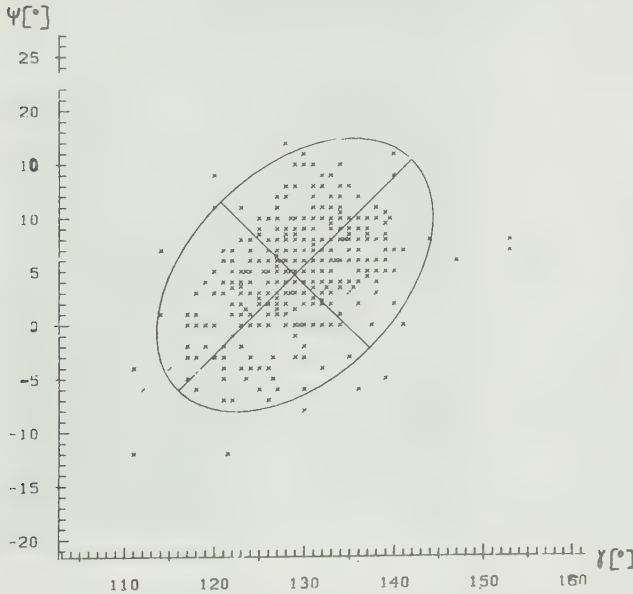


Abb. 8f: Korrelation von Ψ mit γ

4.2.9. Korrelation $r(t', \gamma)$

Mit $r(t', \gamma) = - 0,364$ wird nochmals ein negativer Korrelationskoeffizient ermittelt. Er stimmt in Vorzeichen und Betrag größenordnungsmäßig mit dem von BRINCKMANN und WARMBEIN überein. Zusammen mit der Korrelation $r(\Psi, \gamma)$ wird die Ansicht von LEGAL (1977) bestätigt. LEGAL gab an, daß allein ein außerhalb der Norm liegender CCD-Winkel keine Aussage über die Belastung oder die Beanspruchung eines Hüftgelenks zuläßt. Eine Operationsindikation zur Umstellungsosteotomie kann allein der veränderte CCD-Winkel also nicht sein.

Im Anschluß an die Einzelkorrelationen sei noch auf die Abbildungen zweier Röntgenbilder verwiesen (Abb 9, 10), die zur Veranschaulichung der die Korrelationen $r(CE, y)$, $r(CE, S)$ und $r(S, y)$ betreffenden Aussagen dienen.



Abb. 9 Ausschnitt aus einer standardisierten Becken-
Übersichtsaufnahme. Es handelt sich um ein Hüft-
gelenk mit kleinem CE-Winkel, einem großen Hüft-
kopfradius S und einem großen y .
($CE = 20^{\circ}$, $S = 3,2$ cm, $y = 1,2$ cm)



Abb. 10 Ausschnitt aus einer standardisierten Becken-
Übersichtsaufnahme. Es handelt sich um ein Hüft-
gelenk mit großem CE-Winkel, einem kleinen Hüft-
kopfradius S und einem kleinen y.
($CE = 31^{\circ}$, $S = 2,5 \text{ cm}$, $y = 0,4 \text{ cm}$)

5. MATHEMATISCHER ANHANG ZUR ZWEIDIMENSIONALEN KORRELATIONSANALYSE

Da diese Arbeit ohne einen mathematischen Anhang unvollständig wäre, die rechnerische Problematik jedoch über den Rahmen einer medizinischen Dissertationsarbeit hinausgeht, wurde dieses Kapitel nach Anregungen von WARMBEIN formuliert.

In diesem Abschnitt wollen wir davon ausgehen, daß man von N Versuchspersonen jeweils zwei verschiedene Eigenschaften gemessen hat, die wir durch die Symbole x und y kennzeichnen wollen. Will man diese Meßwerte statistisch untersuchen, so ist es naheliegend, sich zuerst einmal den Mittelwert $\bar{x}$

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N x_p \quad (\text{bzw. } \bar{y} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N y_p)$$

und die Streuung s_x

$$s_x = \frac{1}{N-1} \sum_{p=1}^N (x_p - \bar{x})^2 \quad (\text{analog } s_y)$$

zu berechnen. Häufig betrachtet man auch die Varianz

$$s_x^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{p=1}^N (x_p - \bar{x})^2$$

Will man nun Abhängigkeiten zwischen diesen Variablen untersuchen, so führt man einen neuen Begriff, die Kovarianz von x und y ein:

$$s_{x,y}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{p=1}^N (x_p - \bar{x}) (y_p - \bar{y})$$

Sind die beiden Variablen x und y voneinander linear abhängig, dann ist die Kovarianz $s_{x,y}^2$ ungleich Null, aber noch vom Maßstab der Variablen x und y abhängig (d.h. falls x ≠ Hüftkopfradius, dann hängt die Größe von $s_{x,y}^2$ davon ab, ob man x in Einheiten von Millimeter oder Zentimeter angibt). Da man aber an einem Meßinstrument interessiert ist, das allein die Stärke der linearen Abhängigkeit zwischen x und y anzeigt, normiert man die Kovarianz $s_{x,y}^2$ mit Hilfe der Streuungen von x und y . Diese normierte Kovarianz nennt man Korrelationskoeffizient $r(x,y)$ von x und y :

$$r(x,y) = \frac{s_{x,y}^2}{s_x \cdot s_y}$$

Der Koeffizient $r(x,y)$ ist ein Maß für die lineare Abhängigkeit von x und y , er liegt im Intervall zwischen -1 und $+1$. Ist $r(x,y) = 1$, dann liegen die Meßwertpaare (x_i, y_i) $i = 1 \dots N$ auf einer Geraden mit positiver Steigung. Entsprechend liegen bei $r(x,y) = -1$ die Meßwertpaare auf einer fallenden Geraden. Diese Gerade

heißt Regressionsgerade und hat die Steigung $r(x,y) \cdot \frac{s_y}{s_x}$. Ist $r(x,y) = 0$, dann stehen die Variablen nicht in einem linearen Zusammenhang. Ist $r(x,y)$ weder 0 noch ± 1 , so ist eine mehr oder weniger starke Tendenz einer linearen Abhängigkeit festzustellen, je nachdem, wie groß $r(x,y)$ ist.

Ein weiteres Anliegen war es uns, den Bereich einzugrenzen, in dem 99% aller Meßwertpaare (x_i, y_i) liegen, d.h. wir interessierten uns für den Bereich B der xy -Ebene, für den gilt

$$\iint_B f(x,y) \, dx \, dy = 0,99,$$

wenn die Wahrscheinlichkeitsdichte eines Variablenpaares (x,y) durch $f(x,y)$ gegeben ist. Der Bereich B ist in der $x-y$ Ebene eine Ellipse. Vollständig unkorrelierte Daten liegen innerhalb eines Kreises, bei vollständiger Korrelation liegen alle Meßwertpaare, wie beschrieben auf einer Geraden, im Zwischenbereich ist es eine Ellipse deren Schlankheit ein Maß für die Stärke der Korrelation ist.

6. Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es, anhand der Daten von 443 gesunden Hüftgelenken, eine Sammlung von Skelettnormdaten zu erstellen und die einzelnen Korrelationen derselben aufzuzeigen. Es mußte dabei von mehreren Vereinfachungen ausgegangen werden. Heute sind weder die materialtechnischen Daten, noch die dynamischen Faktoren bekannt, die die Biomechanik des menschlichen Hüftgelenks beeinflussen. Da die Skelettnormdaten aus standardisierten Beckenübersichtsaufnahmen entnommen wurden, mußte das Hüftgelenk als in die Frontalebene projiziert betrachtet werden.

Die Annahme von WARMBEIN 1981, daß alle Skelettnormdaten einer Gauß'schen Normalverteilung folgen, konnte anhand der statistischen Berechnungen bestätigt werden. Die Korrelationsanalyse dieser normalverteilten Skelettnormdaten, sowie die Belastungs- und die Beanspruchungsberechnung stellen somit eine effektive Methode dar, die es erleichtert, biomechanisch kranke Hüftgelenke von biomechanisch gesunden abzugrenzen. Der Vergleich mit den BRINCKMANN'schen Daten hat dies bestätigt.

7. Zusammenfassung

Bei den in der vorliegenden Untersuchung dargestellten Überlegungen zur Analyse der Skelettdaten des gesunden menschlichen Hüftgelenks mußte von verschiedenen Vereinfachungen ausgegangen werden. Es wurde das gesunde Hüftgelenk unter statischen Bedingungen betrachtet und auch die tatsächlichen räumlichen Gegebenheiten wurden auf ein zweidimensionales Problem reduziert. Ebenfalls mußte bei der Druckverteilungs- und Druckbelastungsrechnung, auf der die Erstellung der Belastungs- und Beanspruchungsfelder basiert, von verschiedenen idealisierten Voraussetzungen ausgegangen werden (LEGAL et. al. 1978).

Die Korrelationsanalyse im Zusammenhang mit der Belastungs- und Druckberechnung ergab jedoch, daß das menschliche Hüftgelenk nicht nach einzelnen Kenngrößen isoliert betrachtet werden darf, sondern als ein aus verschiedenen Parametern bestehendes Funktionssystem beurteilt werden muß. Es erscheint also unzulässig, von einem Parameter ausgehend auf den biomechanischen Zustand des Gesamtgelenks, der für die Ausbildung einer Arthrose entscheidend ist, zu schließen, wie dies bereits von PAUWELS (1973) und LEGAL (1977) festgestellt wurde. Setzt man dagegen mehrere korrelierende Wertpaare in Beziehung, so ist eine relativ gute Aussage über das betreffende Gelenk möglich. Heute sollten also Operationsindikationen nur aus der Gesamtsituation des Gelenks abgeleitet werden. Das von LEGAL (1977) angegebene Verfahren, welches durch die Untersuchungen dieser Arbeit gestützt wird, ist dafür eine geeignete Entscheidungshilfe. Der Vergleich mit den Ergebnissen aus den BRINCKMANNschen Daten bestätigt, daß die eigenen Werte nicht zufällig sind und etwa auf einem speziell ausgewählten Patientengut basieren. Die Abweichungen im Betrag er-

klären sich dadurch, daß die Korrelationsanalyse ein Verfahren ist, das auf geringfügig anders verteilte und kombinierte Ausgangsdaten sehr empfindlich reagiert. Die gemeinsamen Tendenzen bestätigen, daß es sich um ein zuverlässiges Verfahren handelt, das die richtige Beurteilung der biomechanischen Situation des Hüftgelenks ermöglicht.

8. LITERATURVERZEICHNIS

- 1 ABT, B., M. ALTEKRUSE, P. BRINCKMANN: Die Beanspruchung des Hüftgelenks bei der idiopathischen Coxarthrose im Vergleich zur Beanspruchung gesunder Hüftgelenke.
Interner Bericht des SFB 88/C1 Nr.23
Münster (1979)
- 2 AMTMANN, E., B. KUMMER: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. II. Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene.
Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 127 (1968) 286
- 3 BRAUNE, W., O. FISCHER: Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers.
Hirzel, Leipzig 1889
- 4 BRINCKMANN, P. H. HOEFERT, H.Th. JONGEN, J. POLSTER: Die Biomechanik des Hüftgelenks.
Orthop. 3 (1974) 104
- 5 BRINCKMANN, P., W. FROBIN, E. HIERHOLZER: Belastete Gelenkfläche und Beanspruchung des Hüftgelenks.
Z. Orthop. 118 (1980) 107
- 6 BRINCKMANN, P., W. FROBIN, E. HIERHOLZER: Belastete Gelenkfläche und Beanspruchung des Hüftgelenks.
Interner Bericht des SFB 88/C1 Nr. 12 Münster
(1978)

- 7 DEBRUNNER, H.U.: Studien zur Biomechanik des Hüftgelenks I. Ein neues Modell für die Berechnung der Hüftbelastung.
Z. Orthop. 113 (1975) 377
- 8 FICK, A.: Statistische Betrachtungen der Muskeln des Oberschenkels.
Z. rat. Med. 9 (1850) 94
- 9 HAMACHER, P., H. ROESLER: Die Berechnung von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall.
Arch. orthop. Unfall- Chir. 70 (1971) 26
- 10 HAMACHER, P., H. ROESLER: Belastungsdiagramme bei Hüftgelenkserkrankungen.
Z. Orthop. 112 (1974) 176
- 11 JENTSCHURA, G.: Über die praktische Anwendung der Methode WIBERGS für die Beurteilung der kongenitalen Dysplasie des Hüftgelenks beim Erwachsenen.
Z. Orthop. 80 (1951) 34
- 12 LEGAL, H.: Biomechanische Analyse des Hüftgelenks. Habilitationsschrift Univ. Erlangen-Nürnberg (1977)
- 13 LEGAL, H., H. RUDER: Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks.
Z. Orthop. 115 (1977) 215
- 14 LEGAL, H., M. REINECKE, H. RUDER: Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks II.
Z. Orthop. 116 (1978) 889

- 15 LEGAL, H., H. RUDER: Biomechanisch fundierte
Planung gelenkerhaltender Operationen.
Orthop. 8 (1979) 224
- 16 LEGAL, H., M. REINECKE, H. RUDER: Zur biostatistischen
Analyse des Hüftgelenks III.
Z. Orthop. 118 (1980) 804
- 17 ROESLER, H., P. HAMACHER: Die biostatistische Ana-
lyse der Belastung des Hüftgelenks (I. Teil).
Z. Orthop. 110 (1972) 67
- 18 WARMBEIN, I.: Korrelationsanalyse für die biomecha-
nischen Kenngrößen des menschlichen Hüftge-
lenks.
Zulassungsarbeit Univ. Erlangen- Nürnberg
(1981)
- 19 PAUWELS, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden
und kranken Hüfte.
Springer, Berlin 1973
- 20 WIBERG, G.: Mechanisch-funktionelle Faktoren als
Ursache der Arthritis deformans im Hüft-
und Kniegelenk.
Z. Orthop. 75 (1945) 260

Herrn Professor Dr. H. Legal danke ich für die freundliche Überlassung des Themas und die stets gerne gewährte Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Herrn Professor Dr. H. Ruder und den Mitarbeitern des Instituts für Theoretische Physik der Universität ER-LANGEN-NÜRNBERG sei ebenfalls für die freundliche Unterstützung gedankt.

Herrn Professor Dr. P. Brinkmann sei für die freundliche Überlassung der Skelettnormdaten an dieser Stelle gedankt.

Lebenslauf

Ich wurde am 16. 8. 1953 als viertes Kind des Zahnarztes Johann Herrmann und seiner Frau Christa, geb. Pollmer, in Bayreuth geboren.

Von 1959 bis 1963 besuchte ich die Volksschule in Bayreuth und anschließend das Graf-Münster-Gymnasium bis zum Abitur im Juni 1972.

Im Sommersemester 1977 begann ich das Studium der Zahnmedizin an der Universität Münster. Im Wintersemester 1977/78 begann ich das Studium der Humanmedizin an der Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg. Im März 1979 bestand ich die ärztliche Vorprüfung. Im März 1980 absolvierte ich den ersten Abschnitt der ärztlichen Prüfung und im März 1982 den zweiten Abschnitt der ärztlichen Prüfung. Den dritten Abschnitt der ärztlichen Prüfung bestand ich im April 1983.

Copy - Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30
Tel. 09131-26197